



# **INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ**

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **CIMENTAÇÃO ADESIVA – O ESTADO DA ARTE**

Trabalho submetido por  
**Octávio Manuel Torpes Baltazar**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**Junho de 2015**



# **INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ**

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **CIMENTAÇÃO ADESIVA – O ESTADO DA ARTE**

Trabalho submetido por  
**Octávio Manuel Torpes Baltazar**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutora Alexandra Pinto Rodrigues**

**Junho de 2015**



## **AGRADECIMENTOS**

À Prof. Doutora Alexandra Pinto Rodrigues, agradeço toda a sua receptividade, empenho, dedicação, disponibilidade e conselhos que me doou durante a realização deste trabalho. A exigência, disciplina e conhecimento que me transmitiu enquanto docente da disciplina de Medicina Dentária Conservadora - Dentisteria, contribuíram para o meu maior interesse pela área.

Ao Prof. Doutor Paulo Maurício, coordenador de curso, por todo o esforço e empenho manifestados para o bom funcionamento do mesmo.

Ao Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, aos demais professores, funcionários e colegas, por todo o apoio e solidariedade prestados ao longo destes cinco anos.

Aos meus pais, irmã, cunhado e sobrinhos por tudo aquilo que sou, por serem os meus pilares, pelos valores, educação, amor e apoio incondicional que me transmitiram. Devo-lhes toda a força que me ofereceram nesta longa, e por vezes complicada etapa académica. Dedico-vos este trabalho como forma de agradecimento e recompensa por terem insistido comigo para realizar um sonho vosso, que se tornou meu e hoje é nosso.

À minha colega de box Helena Januário, um especial agradecimento por tudo o que fez por mim. Pela amizade, pelos bons momentos, pelo carinho, pela paciência diária e pelo grande apoio que foi desde o primeiro ano de vida académica.

A todos os amigos que me acompanham desde sempre, e também aos que conheci nesta instituição por todo o apoio, força e amizade.



## RESUMO

Atualmente a prática de dentisteria minimamente invasiva tornou-se cada vez mais uma opção terapêutica, deste modo recorre-se muitas vezes à utilização de restaurações indiretas cimentadas adesivamente, com o objetivo de restabelecer a saúde, a função e a estética.

A longevidade dessas restaurações indiretas depende, entre outros fatores, da adesão oferecida pelo cimento. O conhecimento dos vários tipos de cimento, da sua composição química, vantagens e desvantagens, indicações e contraindicações, biocompatibilidade e mecanismo de adesão é de grande importância para a correta seleção do material a ser aplicado.

O desenvolvimento na área dos materiais dentários tem sido constante e têm sido notadas importantes evoluções. A introdução dos cimentos de resina autoadesivos tornou-os num material considerado, desde o seu início, muito popular. Tal popularidade deve-se à vasta abrangência de indicações e vantagens clínicas e protocolo simplificado de utilização.

Diversos estudos tem sido publicados desde a sua inserção no mercado. A possível substituição dos cimentos existentes pelos cimentos de resina autoadesivos para todas as situações clínicas seria o desejado por parte dos profissionais. Contudo mais estudos *in vivo* sobre o sucesso clínico a longo prazo a respeito destes cimentos são necessários para se entender qual a sua verdadeira indicação e entender alguns aspetos que ainda estão por esclarecer.

Palavras-chave: cimentos adesivos; restaurações indiretas; cimentos resinosos; cimentos autoadesivos.



## **ABSTRACT**

Currently, minimal invasive dentistry has become a more common therapeutical option. Therefore, there has been an increased use of indirect adhesive cemented restorations in order to establish a better health status, function and aesthetics.

The long withstanding aspects of those indirect restorations depend, among others, of the adhesion offered by the cement. The knowledge of the different types of cement, their chemical properties, advantages and disadvantages, indications and contraindications, biocompatibility and adhesion mechanisms are of great importance for the correct selection of the products to be used.

The progress in the field of dentistry compounds has been forthcoming and several important developments have been made. The presentation of the self-adhesive resin cements has turned them into a very commonly used product since its introduction in the market. Such high demand has been shown to be associated to a vast range of clinical indications, advantages and simplified utilization protocol.

Several studies have been published since its introduction in the market. The replacement of the existing cements by self-adhesive resin cements in all clinic situations is thought to be the preferred option of professionals. However more in vivo studies on the long-term clinical success of these compounds are required. Only then will it be possible to understand and clarify their true clinical outcome and certain specifications.

**Keywords:** adhesive cements; indirect restorations; resin cements; self-adhesive cements.





## ÍNDICE GERAL

I.	INTRODUÇÃO.....	15
II.	DESENVOLVIMENTO.....	18
2.1.	Evolução dos sistemas de cimentação .....	19
2.2.	Características e requisitos ideais dos cimentos dentários .....	20
2.3.	Classificação dos cimentos.....	21
2.3.1.	Bases, vernizes e fundos cavitários .....	22
2.3.2.	Cimentos Provisórios ou Temporários.....	22
2.3.2.1.	Cimento de óxido de zinco .....	23
2.3.3.	Cimentos Definitivos ou Permanentes .....	24
2.3.3.1.	Cimentos não adesivos .....	24
2.3.3.1.1.	Cimento de Fosfato de Zinco.....	24
2.3.3.2.	Cimentos com adesão química .....	26
2.3.3.2.1.	Cimento de Policarboxilato de Zinco .....	26
2.3.3.2.2.	Cimento de Ionómero de Vidro Convencional.....	27
2.3.3.2.3.	Cimento de Ionómero de Vidro modificado por resina (CIVMR).....	29
2.3.3.2.4.	Cimento híbrido de aluminato de cálcio/ionómero de vidro .....	30
2.3.3.2.5.	Cimento de Resina Autoadesivo.....	31
2.3.3.2.5.1.	Composição Química .....	32
2.3.3.2.5.2.	Desenvolvimento de monômeros acídicos e formulações resinosa.....	35
2.3.3.2.5.3.	Método de Polimerização .....	37
2.3.3.2.5.4.	Mecanismo de adesão.....	40
2.3.3.2.5.5.	Propriedades físicas e mecânicas .....	41
2.3.3.2.5.6.	Durabilidade da adesão .....	42
2.3.3.3.	Cimentos com adesão micromecânica.....	45
2.3.3.3.1.	Compómeros.....	45
2.3.3.3.2.	Cimentos de Resina .....	46
2.3.3.3.2.1.	Cimentos de Resina <i>Etch and Rinse</i> .....	49
2.3.3.3.2.2.	Cimentos de Resina <i>Self Etch</i> .....	49

2.4. Considerações sobre os diferentes substratos.....	50
2.4.1. Tecido dentário.....	50
2.4.2. Metal .....	53
2.4.3. Resina Composta.....	54
2.4.4. Espigões de fibra de vidro.....	56
2.4.5. Cerâmica.....	58
2.5. Considerações clínicas sobre cimentação.....	63
2.5.1. Adaptação/descoloração marginal e microinfiltração .....	63
2.5.2. Biocompatibilidade .....	68
2.5.3. Viscosidade e espessura da película.....	70
2.5.4. Absorção e solubilidade .....	71
2.5.5. Pré-tratamento da dentina e sensibilidade pós-operatória.....	72
2.6. Escolha do cimento adequado .....	76
<b>III. CONCLUSÃO.....</b>	<b>81</b>
<b>IV. BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>83</b>
<b>V. ANEXOS</b>	

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Influência da concentração de ácido tartárico na viscosidade-tempo de presa dos cimentos de ionómero de vidro .....	29
<b>Figura 2.</b> Monómeros de metacrilato não ácidos .....	33
<b>Figura 3.</b> Monómeros de ácido carboxílico .....	33
<b>Figura 4.</b> Monómeros ácidos baseados em fosfatos ou fosfonatos.....	34
<b>Figura 5.</b> Exemplos de monómeros neutros .....	36
<b>Figura 6.</b> Monómero ácido proveniente do ácido sulfónico .....	36
<b>Figura 7.</b> Monómeros com grupos de éter de alilo polimerizáveis .....	37
<b>Figura 8.</b> Ilustração esquemática da interface dente/restauração. A- Morfologia da superfície dentária e da superfície restauradora; B- Aplicação de pressão aproximando as superfícies, gerando poucos pontos de contacto (círculos); C- Interface preenchida de modo contínuo por uma camada intermédia, isto é, pelo cimento ou sistema adesivo; D- Interface descontínua devido ao fraco molhamento das superfícies por parte do cimento .....	64

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Requisitos ideais dos cimentos dentários .....	21
<b>Tabela 2.</b> Diversos tipos de cimentos e respectivas indicações clínicas .....	77
<b>Tabela 3.</b> Propriedades dos cimentos dentários. TT- Tempo de trabalho; TP- Tempo de presa; EP- Espessura da película; RC- Resistência compressiva; RT- Resistência à tensão e ME- Módulo de elasticidade .....	79
<b>Tabela 4.</b> Comparação entre a técnica de cimentação resinosa autoadesiva e cimentação resinosa convencional.....	80

## LISTA DE SIGLAS

% - percentagem

4-MET - 4-metacriloxietil trimelítico

4-META – 4-metacriloxietil trimelítico anidrido

AMPS – ácido 2-acrilamido-2-metil-1-propanesulfônico

AOEP – *allyloxyethylphosphate*

AOMEPB – *2-(allyloxymethyl)-2-ethylpropane-1,3-diyl bis(dihydrogen phosphate)*

Bis-EMA – bisfenol-A-glicil di-metacrilato etoxilado

Bis-GMA – bisfenol-A-glicidil di-metacrilato

BMP – bis(2-metacriloxietil) ácido fosfato

CAD/CAM – *computer-aided design/computer-aided manufacturing*

CIVMR – cimento de ionómero de vidro modificado por resina

CO<sub>2</sub> – dióxido de carbono

DBAAP – *bisacrylamido-N,N'-dibenzyl-1,3-propane*

DEAAP – *bisacrylamido-N,N'-diethyl-1,3-propane*

EBA – ácido 2-etoxibenzóico

EDMAB – etil N,N-dimetilamino benzoato

EDTA – ácido etilenodiamino tetra-acético

Er,Cr:YSGG – érbio-cromio-ítrio-escândio-gálio-granada

GDMA – glicerol dimetacrilato

HEMA – hidroxietil metacrilato

IDS – selamento imediato da dentina

ISO – *International Organization for Standardization*

MAEPA – 2,4,6-trimetilfenil 2-[4-(dihidroxifosforil)-2-oxabutilacrilato

MDP – 10-metacriloodecil dihidrogénio fosfato

MMP – metaloproteinases de matriz

MOD – mésio-ocluso-distal

MPa – megapascal

NaOCl – hipoclorito de sódio

Nd:YAG – neodímio-ítrio-alumínio-granada

°C – graus Celsius

Penta-P – monofosfato de dipentaeritritol pentacrilato

Phenyl-P – 2-metacriloetil fenil hidrogénio fosfato

PMGDM – dimetacrilato glicerol pirometílico

PMMA – polimetilmetacrilato

TEGDMA – trietilenoglicol dimetacrilato

TMPTMA – trimetilolpropano trimetacrilato

TPO – difenil-(2,4,6-trimetilbenzoi)óxido de fosfina

UDMA – uretano dimetacrilato

µm – micrómetro

## I. INTRODUÇÃO

Na cavidade oral os cimentos são utilizados como agentes de cimentação de materiais restauradores, bem como para adesão de bandas e peças ortodônticas, cimentação de pinos dentinários e espigões radiculares. Os cimentos devem ser aplicados apenas em áreas de *stress* reduzido já que apresentam baixa resistência quando comparados com resinas compostas e amálgamas. Podem ainda ser usados como fundos cavitários com a finalidade de proteção pulpar contra estímulos térmicos e/ou químicos (DV, Alla, Alluri & MAKV, 2014).

Quando se fala em restaurações indiretas, os dentes são preparados e são necessárias impressões. Posteriormente é fabricada uma peça restauradora que tem que ser cimentada. Assim, os cimentos têm como funções: evitar a contaminação por bactérias e fluidos orais, isolamento térmico, assegurar a retenção da peça restauradora e preencher a interface dente/restauração (DV et al., 2014).

O sucesso clínico de restaurações indiretas depende da cimentação, já que o cimento é o elemento de união entre a restauração e o dente (Lad, Kamath, Tarale & Kusugal, 2014; Tian, Tsoi, Matinlinna & Burrow, 2014).

Atualmente devido à enorme exigência estética, os materiais dentários estão sempre em evolução e apresentam maior resistência e translucidez com o objetivo de promover restaurações cada vez mais estéticas e naturais (Bunek & Swift, 2014). Para reduzir o risco de fracasso da restauração devido a cárie dentária é necessário que o cimento possua uma boa capacidade de selamento marginal. Estudos com cimentos de resina mostram que as margens clínicas após testes de fadiga se encontram dentro de limites aceitáveis. Perante os cimentos convencionais, os cimentos de resina oferecem um aspecto visual mais estético e natural (Tian et al., 2014).

Os cimentos podem ser classificados consoante a sua duração, isto é, de caráter definitivo ou provisório (Lad et al., 2014).

Os sistemas adesivos de três passos, ácido, *primer* e adesivo são considerados os *gold standard* para a adaptação marginal entre o material restaurador e a peça dentária. Existem cimentos que usam sistemas *etch and rinse* que apresentam alta sensibilidade técnica, sendo muito suscetíveis a erros. Tal como os adesivos evoluíram para técnicas



mais *friendly* e menos exigentes, também os cimentos foram combinados com este tipo de sistemas adesivos, os *self etch* (Weiser & Behr, 2015).

Com a intenção de abolir o passo clínico de condicionamento ácido e/ou aplicação de sistema adesivo previamente à colocação do agente cimentante, os cimentos de resina autoadesivos foram introduzidos durante os últimos anos. Destaca-se a simplicidade, facilidade de aplicação e utilização desta nova categoria de cimentos, sendo o RelyX Unicem o primeiro produto a ser disponibilizado no mercado (Ferracane, Stansbury & Burke, 2011).

Na área dos materiais dentários a evolução tem continuado, complicando a escolha do material para cimentação. Como tal, os médicos dentistas procuram o melhor protocolo para cimentar as suas restaurações, porém, não há uma combinação ideal de materiais adequada para todas as situações clínicas (Bunek & Swift, 2014).

Há cem anos atrás, a seleção adequada de um agente de cimentação era fácil já que existia, essencialmente, apenas um agente de cimentação, o cimento de fosfato de zinco. Esta seleção adequada é a última escolha importante que poderá ditar o sucesso a longo prazo de restaurações indiretas. Atualmente, uma disponibilidade e variedade de cimentos podem ser encontrados no vasto mercado de materiais dentários (Pameijer, 2012). Nos dias de hoje, existem no mercado pelo menos dez cimentos autoadesivos, tendo sido em 2002 que foi introduzido o primeiro cimento autoadesivo no mercado (Weiser & Behr, 2015).

Uma abordagem cuidadosa é um requisito para que a seleção do cimento apropriado seja baseada no conhecimento da composição, biocompatibilidade, propriedades físicas, indicações clínicas e desempenho clínico, quer do cimento, quer do material restaurador (Pameijer, 2012).

A retenção de uma restauração indireta depende de muitos fatores, sendo que a macroretenção é maioritariamente definida pela configuração geométrica do preparo dentário. Existem alguns requisitos para que os cimentos possam ser utilizados para promover a adesão de restaurações indiretas, tais como: oferecer condições estéticas, oferecer retenção impedindo o desalojamento da restauração e preencher o espaço existente entre o preparo dentário e a restauração (Heintze, 2010).

Os fatores que provocam o deslocamento e perda de retenção são essencialmente forças de cisalhamento, tais como: contactos hiperbalanceados durante a oclusão, hábitos parafuncionais e/ou forças oclusais exageradas (Heintze, 2010).

Se o preparo dentário oferecer baixos níveis de retenção macromecânica, o cimento escolhido deverá possuir propriedades adesivas superiores para que, de certo modo, compense a baixa retenção do preparo e impeça o desalojamento da restauração. Por isto, é possível aferir que existe uma relação inversamente proporcional entre a retenção macromecânica oferecida pelo preparo dentário e as características adesivas do cimento (Heintze, 2010).

Alguns fatores intrínsecos ao material de cimentação podem influenciar o possível desalojamento da restauração. Por exemplo: quando a resistência à flexão do cimento aumenta o risco de desalojamento será reduzido; a baixa contração de polimerização favorecerá o alojamento correto da restauração; a absorção de água poderá, em alguns cimentos, diminuir as propriedades mecânicas do cimento; e a expansão mínima devido à absorção de água pode aumentar a retenção entre o dente e a restauração, resultando em valores de retenção superiores (Heintze, 2010).

Praticamente todos os médicos dentistas têm conhecimento sobre indicações, vantagens, desvantagens dos cimentos convencionais, tais como, cimento de fosfato de zinco, cimento de ionómero de vidro, entre outros. Contudo cimentos híbridos como os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina podem não transparecer tão comumente as suas indicações e composição entre os profissionais. Tendo sido a última categoria de cimentos dentários a ser disponibilizada no mercado, as indicações e expectativas dos cimentos de resina autoadesivos podem ser passíveis de causar dificuldade de aceitação por parte de alguns médicos dentistas (Ferracane et al., 2011).

O objetivo deste trabalho é ajudar a conhecer os cimentos mais recentes no mercado, as suas vantagens e desvantagens, indicações e contraindicações para que seja possível uma correta seleção do sistema de cimentação mais adequado para cada caso clínico. Pesquisaram-se as palavras-chave *adhesive cements*, *indirect restorations*, *resin cements* e *self-adhesive cements* na base de dados PubMed num intervalo de tempo compreendido entre o ano de 2005 e 2015.



## II. DESENVOLVIMENTO

### 2.1. Evolução dos sistemas de cimentação

Em 1878 foi inventado o cimento de fosfato de zinco por Peirce. Este cimento tem sido utilizado há mais de 130 anos e é considerado o *gold standard* para comparação com novos cimentos (DV et al., 2014).

Em 1903, início do século 20 surgiram os cimentos de silicato, sendo estes os antecessores dos compósitos resinosos e dos cimentos de ionómero de vidro (DV et al., 2014).

D. C. Smith, em 1968, produziu o cimento de policarboxilato de zinco, sendo o primeiro cimento a proporcionar adesão à estrutura dentária (DV et al., 2014).

Em 1969, na tentativa de combinar as vantagens do cimento de fosfato de zinco e do cimento de policarboxilato de zinco, Wilson e Kent desenvolveram os cimentos de ionómero de vidro. Sendo estes constituídos por pó (vidros de silicato) e líquido (ácido poliacrílico). A adesão à estrutura dentária oferecida por este cimento deve-se aos grupos carboxílicos (COOH) presentes no cimento. Posteriormente, em 1986, apareceram os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina (CIVMR) (DV et al., 2014) que formam uma rede de metacrilato para reforçar a estrutura do ionómero de vidro. Os CIVMR apresentam grupos funcionais ácidos que podem criar ligações com o cálcio existente na superfície dentária criando assim uma união entre os dois materiais. Logo após apareceram os compómeros, que combinavam os benefícios dos compósitos e dos ionómeros de vidro, e são constituídos por monómeros de metacrilato, policarboxilatos, e ainda monómeros de metacrilato com grupos carboxílicos, fosfóricos ou funcionais acídicos. Comparativamente aos cimentos de ionómero de vidro, os compómeros não possuem adesão aos tecidos dentários e a libertação de flúor encontra-se diminuída (Ferracane et al., 2011).

Foi Rafael Bowen quem levou ao desenvolvimento de monómeros de dimetacrilato para incorporação em compósitos à base de resina. Assim, os materiais resinosos tornaram-se materiais possíveis para procedimentos clínicos quando combinados com a técnica de condicionamento ácido ao esmalte descrita por Buonocore (Ferracane et al., 2011). Foi relatado um método que aumentava a adesão do material restaurador sobre as superfícies de esmalte. Este método incluía a utilização de um composto ácido,

preferencialmente o ácido ortofosfórico, para modificação química da superfície do esmalte. Constatou-se que este método constituía um procedimento preventivo da cárie já que promovia um correto selamento nos sulcos e nas fissuras das peças dentárias (Buonocore, 1955).

A combinação de características das resinas compostas com as características dos sistemas adesivos *self etch* resultaram na criação dos cimentos de resina autoadesivos (Ferracane et al., 2011).

Os monómeros acídicos de metacrilato são o elemento chave nos cimentos de resina autoadesivos, já que a ligação química com o preparo dentário requer uma estrutura de matriz de poliácido (pré-formada ou formada aquando da polimerização) (Ferracane et al., 2011).

Foi a 3M ESPE que lançou o primeiro cimento de resina autoadesivo, o RelyX Unicem. A concentração de monómero acídico constituinte é a principal diferença para com os compómeros anteriormente mencionados. Os cimentos de resina autoadesivos possuem menor teor de partículas de carga, e como a espessura da película tem que ser reduzida, substratos dentários húmidos facilitarão a ionização dos monómeros acídicos e posterior reação ácido-base que permitirá neutralizar o pH (Ferracane et al., 2011).

Outra consideração importante a ter em conta, mesmo sem ter sido demonstrada evidência clínica, poderá ser a capacidade de libertação de iões de flúor derivados da dissolução parcial das partículas de vidro. Para assegurar uma fonte de libertação de flúor os cimentos de resina autoadesivos podem sofrer a adição de fluoreto de sódio ou sais derivados (Ferracane et al., 2011).

## **2.2. Características e requisitos ideais dos cimentos dentários**

Nenhum material existente, até hoje, cumpre todos os requisitos ideais, como tal é necessário basear a sua escolha de acordo com a experiência e conhecimentos do profissional, situação clínica e a exigência do doente. Tais requisitos mecânicos, biológicos e de manipulação ideais são: biocompatibilidade, tempo de trabalho apropriado, fluidez, resistência à compressão, adesividade, estética, baixo custo, infiltração reduzida, baixa solubilidade, facilidade de remoção de excessos, entre outras (Lad et al., 2014). Uma característica à qual tem sido dada grande importância é a

radiopacidade. Esta permite a avaliação do preenchimento da interface dente/restauração e permite o despiste de cárie secundária. De todos os cimentos existentes atualmente o cimento de fosfato de zinco destaca-se como o material mais radiopaco (Altintas, Yildirim, Kayipmaz & Usumez, 2013).

Podem dividir-se em categorias os requisitos ideais a ter em conta na seleção de um cimento para casos clínicos específicos (DV et al., 2014) (Tabela 1).

Propriedades	Requisitos ideais
<b>Biológicas</b>	Não tóxico e não irritante Não carcinogénico Não deve causar reações sistémicas Potencial cariostático
<b>Químicas</b>	Inerte Baixo grau de solubilidade (máximo em condições orais de 0,2%) Deve ligar-se quimicamente ao esmalte e dentina pH deve ser neutro
<b>Reológicas</b>	Espessura da película reduzida para permitir distribuição uniforme do cimento Tempo de trabalho longo Tempo de presa reduzido
<b>Mecânicas</b>	Elevada resistência à compressão Alta resistência à tração Elevado módulo de elasticidade Alterações dimensionais mínimas durante a presa Adesão química ao esmalte e á dentina
<b>Térmicas</b>	Bom isolante térmico Coeficiente de expansão térmica semelhante ao do dente e da restauração
<b>Visuais e estéticas</b>	Não deve alterar a cor da peça dentária nem das restaurações Ser radiopaco para possibilitar a visualização de cáries secundárias e bolhas de ar retidas na interface dente/restauração
<b>Outras</b>	Fácil manipulação Baixo Custo Longo prazo de validade

**Tabela 1.** Requisitos ideais dos cimentos dentários (Adaptado de DV et al., 2014).

### 2.3. Classificação dos cimentos

Atualmente o mercado tem disponíveis diversos cimentos com diferentes nomes comerciais e fabricantes (Ferracane et al., 2011; Freedman, 2012; Yu, Zheng, Chen & Cheng, 2014) (Anexos 1, 2 e 3).

Quanto à sua classificação, os cimentos podem ser classificados em três categorias: bases, forros e vernizes cavitários, cimentos provisórios ou temporários e, por fim,

cimentos definitivos ou permanentes (Anusavice, Shen & Rawls, 2012; Pameijer, 2012).

### **2.3.1. Bases, vernizes e fundos cavitários**

As restaurações metálicas são excelentes condutores térmicos, e a ingestão de bebidas e alimentos quentes e/ou frios promovem sensibilidade térmica. Por isso, para evitar episódios de hipersensibilidade, as bases, vernizes e fundos cavitários são materiais utilizados para proteger a polpa de estímulos químicos e térmicos irritantes (Anusavice, et al., 2012).

Os materiais que podem proteger a polpa são bases cavitárias (por exemplo cimentos de fosfato de zinco, óxido de zinco eugenol, policarboxilato e CIVMR); fundos cavitários (geralmente materiais com hidróxido de cálcio) e vernizes cavitários (compostos à base de resina copal natural ou sintética, dissolvida em clorofórmio, éter ou acetona) (Anusavice et al., 2012).

O cimento de ionómero de vidro modificado por resina é frequentemente utilizado quando é necessária uma base ou um fundo cavitário. A fácil utilização, rápida polimerização, possibilidade de condicionamento ácido e aplicação de sistemas adesivos após a sua aplicação tornam-no popular. Apresenta também libertação de flúor e forte adesão ao tecido dentário (Pameijer, 2012).

### **2.3.2. Cimentos Provisórios ou Temporários**

Na década de 1850, foi inventado o cimento de óxido de zinco eugenol tendo sido utilizado durante muitos anos para cimentação provisória (Pameijer, 2012; Yu et al., 2014).

Embora tenha sido relatado num estudo que não subsistiu diferença na força de adesão entre a cimentação definitiva com cimentos de resina após cimentação temporária, com ou sem eugenol (Pameijer, 2012; Yu et al., 2014), a aplicação de qualquer categoria de cimentos provisórios contamina a dentina, o que poderá resultar na diminuição da qualidade e resistência de adesão por parte dos cimentos definitivos (Pameijer, 2012; Takimoto et al., 2012; Yu et al., 2014). No entanto, segundo Yu et al. (2014), a força de

adesão de um cimento resinoso autoadesivo (RelyX Unicem) manteve-se inalterada mesmo aquando da utilização de cimento provisório previamente.

A exposição dos túbulos dentinários devido ao corte provocado pelos instrumentos pode levar a sensibilidade pulpar. Como tal, a técnica de selamento imediato da dentina (IDS) foi descrita e apresentou resultados favoráveis. Esta técnica consiste na aplicação de um agente adesivo dentinário logo após a preparação dentária, sendo possível então selar de forma imediata os túbulos dentinários anteriormente expostos. A sua execução resulta na diminuição da irritação e sensibilidade pulpar e promove também um aumento das forças adesivas dos cimentos (Magne, 2014).

### **2.3.2.1. Cimento de óxido de zinco**

Apresenta presa através de uma reação ácido-base. Tem boa capacidade de selamento, mas fracas propriedades físicas (fragilidade e alta solubilidade) sendo portanto utilizado como cimento provisório (Lad et al., 2014). Para melhorar as propriedades do cimento, o ácido 2-etoxibenzóico (EBA) e o eugenol (composto fenólico) foram introduzidos na sua composição com o objetivo de melhorar estas falhas (Sakaguchi & Powers, 2012; Lad et al., 2014).

Este cimento é popular devido à facilidade de utilização, efeito calmante e analgésico sobre a polpa, ação antibacteriana e pH neutro (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi & Powers, 2012).

O pó contém partículas de óxido de zinco e o líquido apresenta na sua constituição eugenol, sendo o cimento apresentado na versão mais comum de pasta/pasta (Anusavice et al., 2012).

A presa acontece quando a água presente na pasta com eugenol alcança as moléculas de óxido de zinco. Ocorre hidrólise destas moléculas resultando em hidróxido de zinco, formando então um gel que posteriormente solidifica (Anusavice et al., 2012).

Apesar de alguns estudos recentes demonstrarem que o eugenol ao fim de uma semana já não estar presente e, por isso, não afetar a adesão do cimento definitivo, existem opções não fenólicas tais como o cimento de óxido de zinco não eugenol. Para substituir a incorporação de eugenol poderão ser utilizados diversos ácidos carboxílicos existentes (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi & Powers, 2012).



### **2.3.3. Cimentos Definitivos ou Permanentes**

Os cimentos podem ser classificados em não adesivos e adesivos. Cimentos não adesivos dependem da retenção mecânica oferecida pelo preparo dentário e não apresentam adesão a nenhuma das superfícies. Por sua vez, os cimentos adesivos apresentam uma ligação adesiva com a restauração e com a peça dentária (Freedman, 2012).

#### **2.3.3.1. Cimentos não adesivos**

##### **2.3.3.1.1. Cimento de Fosfato de Zinco**

É o cimento mais antigo e pode ser denominado cimento de oxifostato de zinco e cimento de coroa e ponte (DV et al., 2014).

Pode estar disponível num sistema de pó/líquido e/ou em cápsulas. O pó é constituído por: óxido de zinco (90,2%), óxido de magnésio (8,2%), dióxido de silício (1,4%), e outros óxidos (0,2%) como o trióxido de bismuto, óxido de cálcio e óxido de bário. Por sua vez, o líquido é composto por: uma solução aquosa de ácido fosfórico (38,2%), água (36%) e um agente tampão, tal como fosfato de alumínio ou fosfato de zinco (16,2%) (DV et al., 2014).

Apresenta alta resistência à compressão e baixa resistência à tração, baixo custo e não promove adesão química ao dente (Lad et al., 2014).

A cimentação da restauração, ao causar pressão hidráulica, promove a entrada do ácido que não reagiu para o interior dos túbulos dentinários e, dependendo da espessura da dentina remanescente, pode despoletar maior ou menor irritação do tecido pulpar (Pameijer, 2012).

O maior fluxo dentinário e a maior espessura de dentina remanescente fará com que o efeito do ácido seja atenuado, ajudando portanto a polpa a suportar o calor e acidez característica do cimento. Após 24 horas, a reação de presa está terminada e o cimento atingirá um pH de 6,7 (Pameijer, 2012).

Hipersensibilidade pós-cimentação ocorre com alguma frequência, mesmo sendo este um material biocompatível. Existem dois caminhos a seguir, ou resolverá espontaneamente a longo prazo (através da produção de dentina secundária pelos

odontoblastos, que aumentará então a espessura da dentina remanescente), ou necessitará da realização de tratamento endodôntico. A resolução espontânea, após a reação pulpar ter sido despoletada, não se inicia até três semanas devido à produção/deposição de dentina secundária de forma lenta. O tratamento endodôntico será necessário caso a irritação pulpar não seja suportada e solucionada pelo organismo, levando à necrose da polpa (Pameijer, 2012). Uma vez que apresenta um pH muito baixo, a aplicação de verniz isolante poderá ser realizada com o objetivo de impedir e bloquear o acesso do ácido fosfórico que não reagiu aos túbulos dentinários (Pameijer, 2012; Lad et al., 2014). No entanto, este procedimento poderá diminuir tanto como 50% da retenção da restauração (Pameijer, 2012).

Devido à sua elevada acidez, baixa resistência e alta solubilidade, atualmente estes cimentos não são muito utilizados (DV et al., 2014).

Este cimento toma presa por uma reação ácido-base (Lad et al., 2014) que é caracterizada por ser uma reação exotérmica (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012), já que a reação entre o pó e o líquido liberta uma quantidade considerável de calor e, no final da mistura, apresenta um pH de 3,5 (Pameijer, 2012). Alterações na proporção pó-líquido, teor de água, temperatura da mistura podem alterar as suas propriedades físicas (Lad et al., 2014).

Durante a mistura, a placa de vidro utilizada poderá estar refrigerada e a maior extensão desta deverá ser utilizada para dissipar o calor proveniente da reação (Anusavice et al., 2012).

O teor de água é de aproximadamente  $33 \pm 5\%$  e controla a velocidade e o tipo de reação entre o pó e o líquido (Pameijer, 2012).

O ácido fosfórico ataca as superfícies das partículas contidas no pó, dissolve os óxidos presentes e forma ácido de fosfato de zinco (Anusavice et al., 2012; DV et al., 2014).

Sabe-se que a presença do alumínio no líquido é fundamental para a formação do gel de aluminofostato de zinco. O cimento consiste numa rede amorfa hidratada de fosfato de zinco que cobre as partículas de óxido de zinco que não foram incorporadas (Anusavice et al., 2012; DV et al., 2014).

É importante referir que estes cimentos não apresentam propriedades bactericidas (DV et al., 2014).

O cimento deverá ser colocado entre a restauração e o dente enquanto apresenta uma "consistência húmida", ou seja, enquanto a totalidade do líquido ainda não reagiu com o pó. O ácido fosfórico líquido que não reagiu apresenta um  $\text{pH} \pm 1,5$  e quando em contacto com a superfície dentária promove uma imediata (dentro de 5 segundos) dissolução da *smear layer* e *smear plugs* (Pameijer, 2012).

### **2.3.3.2. Cimentos com adesão química**

#### **2.3.3.2.1. Cimento de Policarboxilato de Zinco**

Conhecido também por cimento de poliacrilato de zinco. Utilizado maioritariamente como agente de cimentação e isolamento térmico, mas também para fins ortodônticos (DV et al., 2014). Este cimento é usado, atualmente, aquando da necessidade de cimentação provisória de longo prazo, mas não para cimentação definitiva (Freedman, 2012). Tal como os cimentos de ionómero de vidro falados mais à frente, este cimento promove a quelação de iões de cálcio presentes na superfície dentária (Pameijer, 2012), constituindo portanto o primeiro cimento com adesão química à estrutura dentária (Anusavice et al., 2012).

Este apresenta-se num sistema pó/líquido (DV et al., 2014). O pó é composto principalmente por óxido de zinco, óxido de magnésio, bismuto, e óxido de alumínio (podendo conter ainda fluoreto de estanho) (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012). Por sua vez uma solução aquosa de ácido poliacrílico ou um copolímero de ácido acrílico e outros ácidos carboxílicos insaturados constituem a porção líquida (Pameijer, 2012). Um dos componentes mais importantes é o fluoreto de estanho que confere propriedades anti-cariogénicas e aumenta a resistência do cimento (DV et al., 2014).

Apresenta biocompatibilidade com o tecido pulpar, embora o seu valor de pH seja muito baixo (Lad et al., 2014). O efeito do pH é atenuado pelo seu elevado peso molecular que leva à formação de longas cadeias moleculares podendo diminuir a penetração do ácido poliacrílico nos túbulos dentinários (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012; Lad et al., 2014).

Em meio ácido apresenta baixa resistência e pode sofrer deformação plástica estando portanto, indicado apenas para cimentação de próteses parciais fixas curtas (Lad et al., 2014).

Apresenta fraca adesão ao esmalte mas ainda menor à dentina, cerca de 1-2 megaPascais (MPa). Esta adesão provém da interação entre o cálcio contido na estrutura dentária e os grupos de ácidos carboxílicos livres do cimento (Yu et al., 2014).

O aspeto aquando da mistura final terá uma consistência viscosa. A adição de líquido, para além do recomendado pelo fabricante, irá afetar negativamente a resistência à compressão. Contudo, mesmo quando as proporções estão ótimas, a resistência à compressão apresenta-se inferior à do cimento de fosfato de zinco (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012). Quer o cimento de fosfato de zinco quer o cimento de policarboxilato de zinco apresentam um pH aproximado de 3,5 imediatamente após a mistura (Pameijer, 2012).

O mecanismo de presa do cimento de policarboxilato consiste numa reação ácido-base, semelhante ao cimento de fosfato de zinco (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012) em que ocorre a reação dos iões de zinco com o ácido poliacrílico através do grupo carboxilo, sendo que o zinco poderá reagir com o grupo carboxilo da cadeia de ácido poliacrílico adjacente, formando assim uma rede através de ligações iónicas (DV et al., 2014).

#### **2.3.3.2.2. Cimento de Ionómero de Vidro Convencional**

Foram criados na década de 1960 no laboratório de Química do Governo da Grã-Bretanha e foram mencionados pela primeira vez por Wilson e Kent em 1971. Aderem fortemente ao esmalte, menos à dentina (Pameijer, 2012) e podem libertar quantidades significativas de flúor, tanto a curto como a longo prazo, resultando num efeito anticariogénico (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi & Powers, 2012). A libertação de flúor poderá aumentar a resistência do esmalte perante os ácidos presentes no meio oral uma vez que tende a inibir o crescimento bacteriano e diminuir o metabolismo da placa bacteriana (Aguiar et al., 2012; Anusavice et al., 2012; Sakaguchi & Powers, 2012). Após a sua criação, o cimento de ionómero de vidro foi utilizado como material de restauração, evoluindo para agente de cimentação, sendo esta a sua principal utilização nos tempos de hoje (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012).

Descritos como cimentos de ionómero de vidro já que são formados por pó de vidro e ácido ionomérico com grupos COOH (DV et al., 2014) com dimensões inferiores a 15

micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) (Sakaguchi & Powers, 2012). O pó é obtido pela fusão de substâncias como o quartzo, alumina, criolita, fluortite, trifluoreto de alumínio e fosfato de alumínio a temperaturas de 1100-1300 graus Celsius ( $^{\circ}\text{C}$ ). O líquido é constituído por ácido poliacrílico e ácido tartárico (acelerador da reação de presa) (Pameijer, 2012).

Nos últimos 20 anos, têm sido feitas pesquisas para melhorar as características indesejáveis que estes apresentaram nos primeiros anos (DV et al., 2014).

Sofre uma presa rápida no período inicial, mas pode demorar vários meses até atingir a presa completa. Assim, antes do cimento perder o brilho deve colocar-se a restauração na posição adequada (Lad et al., 2014).

A vibração causada pela preparação dentária faz com que este cimento não seja aconselhado para cimentação de espigões, uma vez que pode diminuir a retenção promovida pelo cimento (Lad et al., 2014).

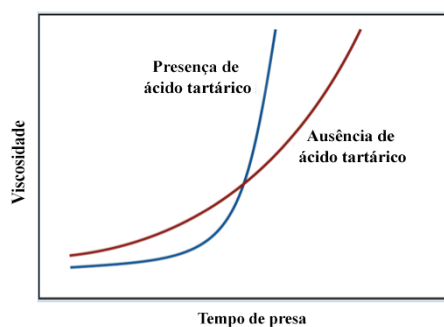
A contaminação inicial com água e fluídos orais tem mostrado diminuir a dureza e aumentar a solubilidade dos cimentos de ionómero de vidro. Deve então proteger-se as margens da restauração com um agente de revestimento (Freedman, 2012; Lad et al., 2014; Yu et al., 2014). Por outro lado, a excessiva secagem da dentina diminui drasticamente a força de ligação ao cimento de ionómero de vidro, contribuindo também para a sensibilidade pós-operatória (Lad et al., 2014; Yu et al., 2014).

Apresentam baixa contração de presa e é durante os primeiros 10 minutos que ocorre 40-50% da contração total (Pameijer, 2012). Têm sido frequentemente relatados casos de sensibilidade pós-cimentação causados pela acidez apresentada pelo cimento (Freedman, 2012). Atualmente é conhecido que a reação pulpar será inversamente proporcional à espessura da dentina remanescente (Pameijer, 2012).

Em doentes com refluxo gástrico ou que desejem efetuar branqueamento dentário não está aconselhada a sua utilização, devido à fraca resistência aos ácidos e ao gel de branqueamento (Yu et al., 2014).

A presa é conseguida através de uma reação ácido-base entre o vidro de aluminosilicato e o ácido poliacrílico, que após o contacto com o ácido ataca as partículas de vidro e são libertados para o meio aquoso iões de alumínio, cálcio, sódio e flúor (Anusavice et al., 2012; Sakaguchi & Powers, 2012; DV et al., 2014; Yu et al., 2014).

Quando uma quantidade suficiente de íons metálicos for libertada (Pameijer, 2012; Yu et al., 2014), dá-se a formação da matriz de gel, e as partículas de vidro que não reagiram e os sais hidratados são revestidos por um gel de sílica obtido pela remoção dos cátions da superfície das partículas. O ácido tartárico ajuda na rutura das partículas de vidro e liberta íons de alumínio, formando com estes um complexo que irá prolongar o tempo de trabalho já que os íons de alumínio não estão disponíveis logo no início da reação para reagir com o ácido poliacrílico (Sakaguchi & Powers, 2012; DV et al., 2014). O ácido tartárico facilita a manipulação, aumenta o tempo de trabalho, diminui o tempo de presa e diminui também a viscosidade, tal como exemplificado na figura 1 (Anusavice et al., 2012). O endurecimento continua durante cerca de 24 horas (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012; Yu et al., 2014).



**Figura 1.** Influência da concentração de ácido tartárico na viscosidade-tempo de presa dos cimentos de ionómero de vidro (Adaptado de Anusavice et al., 2012)

#### **2.3.3.2.3. Cimento de Ionómero de Vidro modificado por resina (CIVMR)**

Este cimento é constituído por monómeros de resina hidrofílicos e pelo líquido dos cimentos de ionómero de vidro convencionais (DV et al., 2014; Yu et al., 2014). Por isso, estes são conhecidos também por cimentos de ionómero híbridos (Anusavice et al., 2012). Estes apareceram com a finalidade de diminuir a solubilidade e aumentar a resistência física dos cimentos de ionómero de vidro (DV et al., 2014; Yu et al., 2014). Apresentam maior libertação de flúor, menor taxa de infiltração, pouca sensibilidade térmica após cimentação, e maiores forças de adesão aos tecidos dentários que os cimentos de ionómero de vidro convencionais (DV et al., 2014).

Os valores de sensibilidade pós-cimentação obtidos após a cimentação com CIVMR foram inferiores quando comparados com cimentos de ionómero de vidro e de fosfato de zinco (Yu et al., 2014).

São indicados para cimentação de coroas e próteses parciais fixas com infraestrutura metálica (Pameijer, 2012; DV et al., 2014), no entanto, não estão indicados para cimentação de restaurações de cerâmica pura e de espigões radiculares devido à possibilidade de expansão higroscópica (Freedman 2012; Pameijer, 2012; DV et al., 2014; Lad et al., 2014).

Atualmente sabe-se que o hidroxietil metacrilato (HEMA) é libertado destes materiais e que pode desencadear *in vivo* reação adversas (Pameijer, 2012; Sakaguchi & Powers, 2012) como inflamação pulpar e dermatite de contacto. Quando comparados com os cimentos de ionómero de vidro, estes cimentos híbridos apresentam um percurso clínico mais favorável (Pameijer, 2012).

Esta categoria de cimentos conta com alguns aspetos negativos tais como: elevada absorção de água e degradação por hidrólise da matriz resinosa (Pameijer, 2012).

Em relação ao mecanismo de presa, a polimerização é iniciada com a presença de luz ou radicais livres (Sakaguchi & Powers, 2012; Yu et al., 2014). Por outro lado, quando o pó e o líquido são misturados, forma-se sal de poliacrilato através de uma reação ácido-base (Yu et al., 2014), mais lenta que nos cimentos de ionómero de vidro convencionais (Sakaguchi & Powers, 2012).

#### **2.3.3.2.4. Cimento híbrido de aluminato de cálcio/ionómero de vidro**

Apenas uma formulação é presentemente conhecida, que se baseia em aluminato de cálcio e ionómero de vidro: Ceramir C&B (*Crown and Bridge*) (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012). Este é um cimento definitivo com indicação para cimentação de coroas e pontes metálicas ou metalocerâmicas, *inlays e onlays* em ouro, núcleos metálicos e pré-fabricados e coroas de zircónia pura ou alumina pura (Pameijer, 2012).

A composição do pó apresenta aluminato de cálcio, ácido tartárico, ácido poliacrílico, vidro de estrôncio-fluor-alumínio e fluoreto de estrôncio. Por sua vez, o líquido contém 0,4% de aditivos para controlar a presa e 99,6% de água destilada (Anusavice et al., 2012).

A reação de presa compreende uma reação ácido-base. A incorporação do componente de aluminato de cálcio fornece propriedades únicas quando em comparação com o cimento de ionómero de vidro convencional. Propriedades estas que favorecem a biocompatibilidade deste cimento. Como exemplo: após mistura o pH é aproximadamente 4, após uma hora é neutro, e quando decorridas cerca de três a quatro horas atinge um pH próximo de 8,5. Esta alteração de pH comprova o endurecimento do material, e o pH final (~8,5) possibilita a produção de hidroxiapatite quando em contacto com superfícies com fosfato, provando então ser um material bioativo (Pameijer, 2012).

Como grandes vantagens deste cimento temos propriedades únicas como a formação de hidroxiapatite (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012) e a rápida remineralização dos tecidos dentários periféricos (Pameijer, 2012).

#### **2.3.3.2.5. Cimento de Resina Autoadesivo**

A necessidade da cimentação adesiva de restaurações indiretas leva à combinação de cimentos de resina e sistemas adesivos (Weiser & Behr, 2015). Com o objetivo de facilitar os procedimentos clínicos de cimentação (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012; Sakaguchi & Powers, 2012; Yu et al., 2014), em 2002, foi introduzido o primeiro cimento de resina autoadesivo (Pameijer, 2012; Yu et al., 2014). Foram também desenvolvidos com o intuito de combinar as vantagens dos cimentos de ionómero de vidro, nomeadamente a adesão e a libertação de flúor, com as propriedades mecânicas dos cimentos de resina (Sakaguchi & Powers, 2012).

A sensibilidade da técnica da cimentação autoadesiva é menor quando comparada com os cimentos de resina convencionais, uma vez que não exigem pré-tratamento da superfície dentária nem a aplicação de adesivos para maximizar o seu desempenho clínico (Freedman, 2012; DV et al., 2014; Yu et al., 2014).

Constituem a mais recente categoria de cimentos de resina e são esteticamente aceitáveis para cimentar coroas de cerâmica pura e *inlays/onlays* cerâmicos. As propriedades autoadesivas devem-se à incorporação de monómeros de acrílico ou diacrilato e de monómeros adesivos acídicos (DV et al., 2014).

Devido à sua elevada viscosidade, durante a cimentação deve ser efetuada pressão para assegurar uma correta espessura da película. Este procedimento promove a redução da



espessura da película e diminui igualmente o grau de porosidade do cimento, favorecendo uma correta interface adesiva (Azevedo, de Goes, Ambrosano & Chan, 2012).

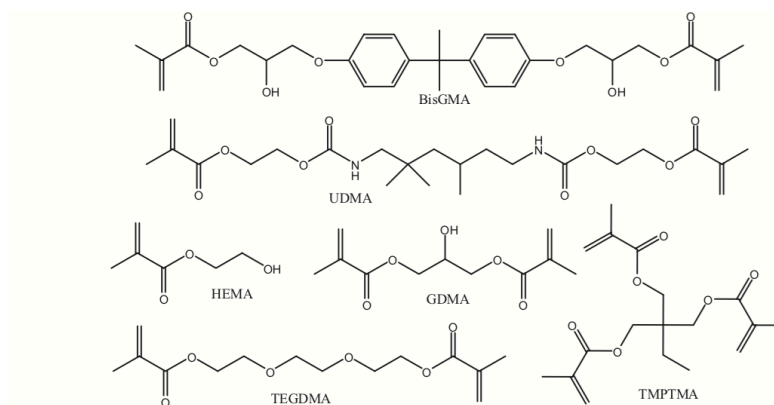
Uma consideração clínica importante é a relativa rapidez do procedimento de cimentação quando comparados com os cimentos de resina convencionais, entre cinco a sete minutos e 15 minutos ou mais, respetivamente. A remoção de excessos encontra-se facilitada devido à formação de uma fase em que este se comporta como um gel (Freedman, 2012).

Contudo, a degradação do polímero pelas metaloproteinases (MMP) presentes na dentina e também pela água ao longo do tempo ainda representam problemas importantes (Pameijer, 2012).

#### **2.3.3.2.5.1. Composição Química**

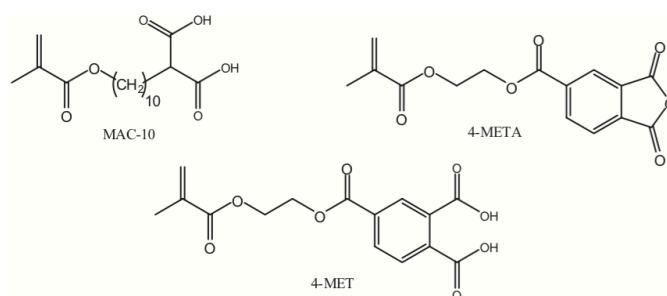
Todos os cimentos resinosos são considerados resinas compostas de baixa viscosidade (Aguiar, Di Francescantonio, Bedran-Russo & Giannini, 2012; Anusavice et al., 2012). Contêm diferentes monómeros orgânicos e um menor teor de partículas de carga inorgânica. Em comparação com os cimentos de resina convencionais, os cimentos autoadesivos apresentam partículas inorgânicas de maiores dimensões e um grau de viscosidade inferior (Aguiar et al., 2012).

Os cimentos de resina autoadesivos utilizados atualmente estão armazenados em duas divisões e podem ser apresentados para manipulação manual, sob a forma de cápsulas ou com distribuidor de mistura automático. Um dos principais constituintes consiste em monómeros, dimonómeros ou multi-monómeros de metacrilato: bisfenol-A-glicidil dimetacrilato (Bis-GMA), uretano dimetacrilato (UDMA), HEMA, glicerol dimetacrilato (GDMA), trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA), trimetilolpropano trimetacrilato (TMPTMA) entre outros (Ferracane et al., 2011) (Figura 2).

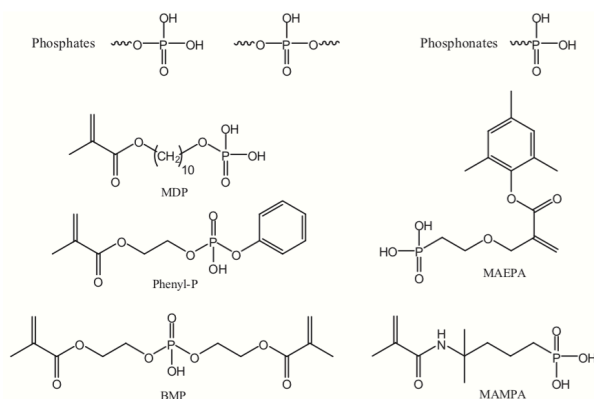


**Figura 2.** Monómeros de metacrilato não ácidos (Retirado de Ferracane et al., 2011).

Outra parte constituinte destes cimentos são os monómeros ácidos funcionais que promovem a desmineralização e união à superfície do dente. Estes são predominantemente monómeros de (met)acrilato com grupos de ácido carboxílico como o 4-metacriloxietil trimetílico anidrido (4-META) (Figura 3) e o dimetacrilato glicerol pirometílico (PMGDM); ou monómeros com grupos de ácido fosfórico como o 2-metacriloxietil fenil hidrogénio fosfato (Phenyl-P), o 10-metacriloxidecil dihidrogénio fosfato (MDP), o bis(2-metacriloxietil) ácido fosfato (BMP) e o monofosfato de dipentaeritritol pentacrilato (Penta-P) (Ferracane et al., 2011) (Figura 4).



**Figura 3.** Monómeros de ácido carboxílico (Retirado de Ferracane et al., 2011).



**Figura 4.** Monómeros ácidos baseados em fosfatos ou fosfonatos (Retirado de Ferracane et al., 2011).

Foram desenvolvidos monómeros ácidos com indicações específicas, como é o caso dos monómeros baseados em fosfatos ou fosfonatos, que provocam a desmineralização da superfície do esmalte e da dentina e promovem a formação de um sal estável que interage com íons de cálcio presentes na superfície dentária (Ferracane et al., 2011; Takimoto et al., 2012). A seleção e inclusão dos monómeros corretos é muito importante, já que a formação de um complexo de sal estável e hidrofóbico, obtido por exemplo entre o cálcio e o MDP, é preferido. Contrariamente, um complexo de cálcio instável e com limitada resistência à dissolução é obtido derivado do uso de 4-metacriloxiethyl trimelítico (4-MET) e Phenyl-P (Ferracane et al., 2011) (Figura 4).

Uma vez que em excesso poderá levar a um grau superior ao desejável de hidrofiliabilidade, e que por defeito provocará um grau inferior ao aceitável de desmineralização e posterior adesão ao tecido dentário, a concentração dos monómeros ácidos tem que ser corretamente controlada e quantificada. Se o cimento for demasiadamente hidrofílico poderá provocar absorção de água que pode comprometer a estabilidade dimensional e ainda a resistência mecânica (Ferracane et al., 2011; Zorzin, Petschelt, Ebert & Lohbauer, 2012). O baixo pH do cimento pode levar ao compromisso das características do cimento. Visto isto, um baixo pH não significa que as forças de adesão provenientes de uma maior desmineralização pelos monómeros ácidos sejam forçosamente superiores (Costa, Carneiro, Tanaka, Lima & Bauer, 2014).

Os cimentos vão-se tornando hidrofóbicos, mas logo após a manipulação são muito hidrofílicos, o que facilita o molhamento e adaptação do cimento à superfície dentária. O consumo do ácido é feito através da reação com os íons de cálcio do dente.

Associações de vidros de estrôncio-cálcio-aluminosilicato, de bário fluoroaluminoborosilicato, quartzo, sílica coloidal, fluoreto de itérbio e de outras partículas vítreas são utilizadas nestes cimentos e correspondem a cerca de 60-75% do peso total (Ferracane et al., 2011).

A neutralização do pH e a obtenção de íons de sódio, cálcio, silicato e fluoreto para o endurecimento do cimento são conseguidos pela dissolução parcial da superfície das partículas vítreas por ação do ácido (Ferracane et al., 2011).

O armazenamento em duas partes dos constituintes destes cimentos deve-se à necessidade de bloquear as interações ácido-base entre os monómeros acídicos e as partículas vítreas, e ainda, para evitar o contacto entre os iniciadores redox que oferecem polimerização química ao cimento. Para a fotopolimerização ser possível, uma amina terciária ou outro composto dador de eletrões (funcionando como fotoredutor) é adicionado. Para prevenir a inativação do fotoiniciador os compostos fotoredutores devem estar isolados dos monómeros acídicos (Ferracane et al., 2011).

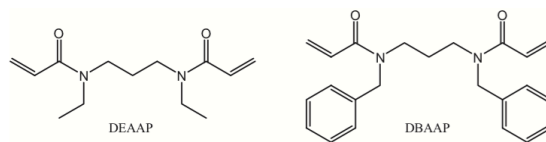
Foi investigado o efeito da incorporação de hidróxido de cálcio (em diferentes concentrações) na neutralização do pH e nas propriedades mecânicas dos cimentos autoadesivos. O hidróxido de cálcio reage com os monómeros acídicos residuais ajudando a neutralizar o pH. Contudo, as fracas propriedades mecânicas são conhecidas podendo então ter um efeito negativo sobre o comportamento destes cimentos. Foi referido que a incorporação de hidróxido de cálcio a 4% conduziu à diminuição drástica das propriedades mecânicas dos cimentos, no entanto a concentração de 2% mostrou ajudar na neutralização do pH sem efeitos negativos significantes sobre as propriedades mecânicas (Madruga, Ogliari, Ramos, Bueno & Moraes, 2013).

#### **2.3.3.2.5.2. Desenvolvimento de monómeros acídicos e formulações resinosas**

A incorporação de monómeros acídicos, uma característica dos cimentos de resina autoadesivos, pode originar complicações em termos de estabilidade para o cimento a longo prazo (Ferracane et al., 2011).

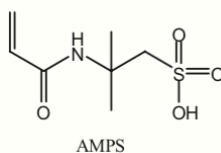
O *bisacrylamido-N,N'-diethyl-1,3-propane* (DEAAP) bem como o *bisacrylamido-N,N'-dibenzyl-1,3-propane* (DBAAP) (Figura 5) são exemplos de monómeros neutros

desenvolvidos recentemente. Estes combinam boa biocompatibilidade com melhor estabilidade hidrolítica na presença de soluções aquosas quando comparados com os metacrilatos (Ferracane et al., 2011).



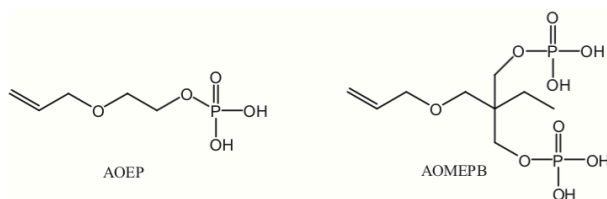
**Figura 5.** Exemplos de monómeros neutros (Retirado de Ferracane et al., 2011).

Os monómeros ácidos produzidos a partir de ácido sulfônico, tal como ácido 2-acrilamido-2-metil-1-propanesulfônico (AMPS) (Figura 6), têm sido pouco utilizados já que o ácido sulfônico é extremamente forte com níveis de pH próximos de 0 e consequentemente causará instabilidade hidrolítica entre os ácidos funcionais e os grupos polimerizáveis (Ferracane et al., 2011).



**Figura 6.** Monómero ácido proveniente do ácido sulfônico (Retirado de Ferracane et al., 2011).

Para obter uma melhor estabilidade hidrolítica surgiu uma abordagem alternativa – 2,4,6-trimetilfenil 2-[4-(dihidroxifosforil)-2-oxabutilacrilato (MAEPA) (Figura 4). Este monómero apresenta a vantagem de possuir uma ligação éter hidroliticamente estável, em vez de uma ligação éster entre o grupo vinilo polimerizável e o fosfonato funcional. Outra alternativa a ser estudada é a utilização de monómeros com grupos de éter de alilo polimerizáveis, tais como *allyloxyethylphosphate* (AOEP) ou *2-(allyloxymethyl)-2-ethylpropane-1,3-diyl bis(dihydrogen phosphate)* (AOMEPPB) (Ferracane et al., 2011) (Figura 7).



**Figura 7.** Monómeros com grupos de éter de alilo polimerizáveis (Retirado de Ferracane et al., 2011).

### 2.3.3.2.5.3. Método de Polimerização

Devido ao acesso restrito a uma intensidade de luz adequada, a cimentação de restaurações indiretas impõe a utilização de um cimento de resina que possua autopolimerização ou polimerização química redox (Ferracane et al., 2011). Geralmente os cimentos de resina autoadesivos possuem características de polimerização química e fotopolimerização (Vrochari, Eliades, Hellwig & Wrbas, 2009; Zorzin, Belli, Wagner, Petschelt & Lohbauer, 2014) visto que apresentam fotoiniciadores e iniciadores redox, o que permitirá melhor conversão dos monómeros de metacrilato e melhor resistência adesiva do que quando autopolimerizados (Vrochari et al., 2009; Sabatini, Patel & D'Silva, 2013). Esta dupla polimerização ocorre simultaneamente em dois processos distintos. Por um lado ocorre a polimerização através de radicais livres (iniciadores redox ou fotoiniciadores) e, por outro lado, através de uma reação ácido-base que promove a formação de ligações iônicas entre os iões das partículas de carga ou a estrutura dentária mineralizada, e os grupos acídicos dos monómeros funcionais (Zorzin et al., 2012).

Os cimentos de resina com componente fotopolimerizável são por norma os mais utilizados, uma vez que possuem maior estabilidade de cor e melhor controlo do tempo de trabalho. Por outro lado, os autopolimerizáveis dependem das amins terciárias para iniciar a reação, as quais podem comprometer a estabilidade da cor. Contudo, após envelhecimento artificial, ambos os métodos de polimerização apresentaram estabilidade de cor satisfatória (Magalhães et al., 2014).

Após a mistura dos dois componentes do cimento, inicia-se a reação ácido-base e a velocidade desta é controlável através de parâmetros físicos, tais como a percentagem de água e a solubilidade de iões (Ferracane et al., 2011).

A polimerização redox envolvendo os monómeros de metacrilato deveria iniciar-se logo após a mistura, no entanto o inibidor adicionado prolonga não só a vida útil do material como também o tempo de trabalho para uma correta manipulação. Após colocação do cimento e posicionamento da restauração, o cimento em excesso deve ser removido, e pode aplicar-se luz para aumentar a velocidade de polimerização criando uma rede de metacrilato (Ferracane et al., 2011).

O uso de peróxido de benzoílo e aminas terciárias, como oxidante e redutor respetivamente, por parte dos sistemas redox pode não funcionar com os cimentos de resina autoadesivos. Isto porque os cimentos apresentam uma componente com pH baixo, o que tenderá a dificultar ou até mesmo impedir o uso de ambos os tipos de iniciadores. A canforoquinona e/ou difenil-(2,4,6-trimetilbenzoil)óxido de fosfina (TPO) podem ser adicionados na componente acídica do cimento, enquanto uma amina terciária, como etil N,N-dimetilamino benzoato (EDMAB), pode ser colocada junto dos componentes não acídicos. Estes compostos adicionados farão com que a fotopolimerização seja possível, e assim, a reação possa ser acelerada. Tanto os fotoiniciadores como os iniciadores redox são sensíveis aos monómeros acídicos. Com a adição de sais derivados de ácido aril-borónico e *sodium aryl sulfates* conseguiu-se aumentar a resistência destes aos compostos acídicos (Ferracane et al., 2011).

Um pH entre 1,5 e 3 é atingido devido aos monómeros acídicos, dependendo da concentração e do tipo de monómero. Este pH irá desmineralizar a superfície dentária. Posteriormente o pH começa a subir devido à formação de ligações iónicas cruzadas entre os grupos acídicos e iões de cálcio ou alumínio (Ferracane et al., 2011).

A neutralização do cimento RelyX Unicem quando submetido a autopolimerização leva mais tempo a decorrer do que quando combinada com fotopolimerização. O pH sobe de 2 para 4 durante a primeira hora e depois sobe para valores próximos de 7 de forma gradual durante as 24-48 horas seguintes (Han, Okamoto, Fukushima & Okiji, 2007). Os cimentos Maxcem e Multipurpose TiLink Sprint quando autopolimerizados produziram taxas de contração drasticamente superiores ao RelyX Unicem. Contudo, quando submetido a dupla polimerização, o RelyX Unicem mostrou valores de contração superiores aos obtidos quando autopolimerizado (Han et al., 2007).

O grau de conversão baseia-se na formação de longas cadeias (polímeros) a partir de monómeros unitários. O método de polimerização é um fator influente, já que foi

demonstrado que aquando da autopolimerização dos cimentos resinosos obteve-se um grau de conversão sempre inferior em comparação com a dupla polimerização desses mesmos cimentos (Sabatini et al., 2013; Aguiar et al., 2015). Contudo este fator é influenciado pela composição química do cimento, sendo portanto material dependente (Ilie & Simon, 2012). Este maior grau de conversão é conseguido pela ação do fotoiniciador presente na constituição dos cimentos. Perante os cimentos de resina convencionais, os cimentos autoadesivos, devido à sua grande viscosidade e consequente dificuldade de migração dos radicais livres, apresentam graus de conversão inferiores (Aguiar et al., 2015). É referido que o correto grau de conversão é um fator fundamental para obter propriedades mecânicas e forças de adesão aceitáveis (Ilie & Simon, 2012; Puppini-Rontani et al., 2012; Vaz, Hipólito, D'Alpino & Goes, 2012; Arrais et al., 2014). Outro fator que pode alterar fortemente as propriedades mecânicas dos cimentos é a sua composição inorgânica, mais especificamente, o volume e o peso das partículas de carga (Ilie & Simon, 2012).

Uma característica que pode influenciar o grau de conversão é a temperatura do substrato, neste caso da superfície dentária. Um aumento da temperatura (entre 28°C e 32°C) pode catalisar a reação ácido-base entre os iões de cálcio e os grupos acídicos, auxiliando a neutralização do pH, quando em comparação com a polimerização à temperatura ambiente extraoral (25°C) (Arrais et al., 2014).

A fotopolimerização conta como um fator passível de alterar o comportamento de alguns cimentos autoadesivos, uma vez que o prolongamento entre a manipulação e o início da fotopolimerização revelou ser capaz de afetar as propriedades físicas e mecânicas destes cimentos, sendo no entanto material dependente. No geral, é recomendado então que os cimentos de resina autoadesivos sejam fotopolimerizados logo após a manipulação e colocação da restauração em posição (Fonseca et al., 2014).

A libertação de flúor por parte dos cimentos autoadesivos tem sido alvo de estudos, uma vez que pouca informação está disponível. No entanto, a literatura refere que a taxa de libertação de flúor pelos cimentos é altamente influenciada pela composição química destes, e que os valores mais elevados são obtidos nos primeiros dias após a cimentação, sendo que a longo prazo é notada uma diminuição da taxa de libertação de flúor. O método de polimerização poderá influenciar a taxa de libertação, contudo esta influência é igualmente material dependente. A autopolimerização leva a um menor



grau de conversão de monómeros, o que aparentemente permitirá uma maior libertação de flúor devido à maior permeabilidade da matriz (Aguiar et al., 2012).

#### **2.3.3.2.5.4. Mecanismo de adesão**

A ligação estável entre a rede de polímeros e o tecido dentário é assegurada pela ligação dos íons de cálcio da hidroxiapatite aos grupos acídicos do cimento (Ferracane et al., 2011; Vaz et al., 2012). O reforço da rede tridimensional de metacrilato é possível devido à ligação dos íons libertados das partículas de carga durante a neutralização do ácido (Ferracane et al., 2011; Vaz et al., 2012). Tal neutralização do pH deve-se à reação de polimerização em que existe interação dos grupos acídicos com as partículas de carga acídicas (Vaz et al., 2012).

É aceite que a desmineralização da *smear layer*, quer no esmalte quer na dentina, resulta numa interação muito reduzida com o substrato dentário (Ferracane et al., 2011; Mohsen, Nazanin, Farrokh & Soheil, 2012) não promovendo a formação de uma autêntica camada híbrida na dentina (Vaz et al., 2012). Todavia parece existir uma interação química com os íons de cálcio da superfície dentária (Vaz et al., 2012), mesmo não existindo infiltração de resina superior a um micrómetro, que proporciona um meio de retenção micromecânica (Monticelli, Osorio, Mazzitelli, Ferrari & Toledano, 2008). Pode então afirmar-se que o mecanismo de adesão depende da retenção micromecânica e maioritariamente da retenção química proveniente da interação dos monómeros com a estrutura de hidroxiapatite (Rodrigues, Ramos, Francisconi & Borges, 2014).

Comparando a adesão dentinária com a adesão ao esmalte sabe-se que a primeira está dificultada devido à composição da dentina. A oclusão dos túbulos dentinários pela *smear layer* após a preparação dentinária é o fator responsável pela dificuldade de interação entre o cimento e a dentina. O baixo grau de penetração do cimento entre as fibras de colagénio pode causar a diminuição das forças de adesão dos cimentos autoadesivos à dentina (Mohsen et al., 2012).

Sabe-se que na presença de pressão intrapulpar, a dentina mantém um nível de hidratação superior, o que poderá beneficiar a adesão por parte do RelyX Unicem (Mohamed, El Deeb, Gomaa, & Mobarak, 2015).

### **2.3.3.2.5.5. Propriedades físicas e mecânicas**

Foi comparada a resistência à flexão e à compressão de um cimento resinoso autoadesivo, RelyX Unicem, com dois cimentos de fosfato de zinco, dois cimentos de ionômero de vidro, três cimentos de ionômero de vidro modificado por resina e quatro cimentos resinosos de dupla polimerização. Os valores obtidos nos testes de resistência à flexão e compressão por parte do cimento de resina autoadesivo são similares ou ligeiramente inferiores aos valores dos outros cimentos de resina (em autopolimerização e dupla polimerização). No entanto, quando comparado com cimentos como o fosfato de zinco, ionômero de vidro e ionômero de vidro modificado por resina, os valores revelaram ser bastante superiores (Ferracane et al., 2011).

Foi revelado que tanto o Panavia F (cimento resinoso) como o Maxcem (cimento autoadesivo) obtiveram valores de flexão semelhantes. Um achado interessante foi que a redução em 10% da pasta de catalisador reduziu abruptamente a resistência do cimento de resina autoadesivo em qualquer um dos modos de polimerização. Em relação à dureza dos cimentos, o cimento de resina convencional obteve valores superiores (Behr et al., 2008).

Em relação ao desgaste provocado por abrasão, quando autopolimerizado, o cimento autoadesivo mostrou valores superiores aos cimentos de resina convencionais e também aos atingidos pelos cimentos de ionômero de vidro. Os valores foram similares aos do cimento de fosfato de zinco, mas severamente inferiores aos valores do cimento de ionômero de vidro modificado por resina, o qual apresentou o maior desgaste quando exposto a fatores abrasivos. Noutro estudo, o cimento de resina autoadesivo apresentou valores de desgaste muito inferiores aos do cimento de fosfato de zinco, quando testado com uma escova de dentes simulando o desgaste pelas cerdas da escova durante 5 anos (Behr et al., 2008).

Noutro estudo, o desgaste foi avaliado de modo diferente, isto é, o cimento foi colocado entre duas superfícies de cerâmicas (Belli, Pelka, Petschelt & Lohbauer, 2009). Os cimentos de resina autoadesivos testados obtiveram boa resistência ao desgaste da escova de dentes, mas quando submetidos a forças aplicadas entre as superfícies de cerâmica, o desgaste foi mais acelerado quando em comparação com os cimentos resinosos convencionais. Estes resultados sugerem que na superfície oclusal, a perda de cimento nas margens de abrasão durante a função é superior aos outros cimentos de

resina. Porém, um bom desempenho clínico será de esperar face à abrasão criada pela escova de dentes ou sob cargas mínimas (Belli et al., 2009; Ferracane et al., 2011).

Em termos de resistência à erosão, quando expostos ao ácido acético ou acetona, a erosão superficial parece ser mais ampla do que nas resinas compostas, provavelmente devido à constituição mais hidrofílica da matriz resinosa dos cimentos de resina autoadesivos (Ferracane et al., 2011).

No geral, os cimentos de resina autoadesivos parecem apresentar resistência à fratura e ao desgaste similares ou ligeiramente inferiores aos cimentos resinosos convencionais. Todavia, estas propriedades anteriormente mencionadas apresentam valores superiores aos valores obtidos por cimentos convencionais, tais como o cimento de fosfato de zinco, de policarboxilato e ionómero de vidro (Ferracane et al., 2011).

#### **2.3.3.2.5.6. Durabilidade da adesão**

Como afirmado por Buonocore em 1955, "Neste momento sentimos que as razões para o aumento da adesão são menos importantes do que a prova de que a ligação adesiva alcançada em superfícies tratadas (ou seja, com condicionamento ácido) em comparação com superfícies não tratadas (isto é, controlo), resistiu em condições orais durante períodos de tempo relativamente longos", tornou-se claro que a melhor adesão comparativamente às técnicas anteriormente utilizadas promoveram uma melhoria significativa dos resultados obtidos a longo prazo (Carvalho, Manso, Geraldeli, Tay & Pashley, 2012).

Uma das questões que tem despoletado mais pesquisa e investigação na área da adesão tem sido a durabilidade das forças de adesão obtidas ao esmalte e à dentina, já que se tem tentado entender o porquê da durabilidade de adesão à dentina não ser tão duradoura como a adesão ao esmalte. De entre as inúmeras razões e explicações existentes sobressaem algumas, tais como: a heterogeneidade da dentina (estrutura e composição); as características da superfície da dentina após o preparo dentário e aplicação de produtos de tratamento da superfície; e os mecanismos de adesão e propriedades dos sistemas utilizados (Carvalho et al., 2012).

Apesar de um período médio de avaliação de 2,9 anos, estudos sobre a retenção de próteses parciais fixas em zircónia mostram que a maior percentagem de casos de

descimentação ocorreu quando foi utilizado cimento de fosfato zinco em comparação com outro agente de cimentação (cimento de ionómero de vidro, cimento de ionómero de vidro modificado por resina, cimento de resina autoadesivo e cimento de resina convencional). Quando existe um preparo dentário com dimensões reduzidas ( $\leq 3$  mm), conicidade superior a  $30^\circ$ , preparos para pontes *Maryland* e *endocrowns*, a retenção está diminuída ou não existe, como tal, para prevenir a descimentação as propriedades adesivas dos cimentos são fundamentais (Heintze, 2010).

Num estudo de Crisp e Burke, 90 restaurações indiretas de um total de 144, em resina composta, foram cimentadas com o cimento RelyX Unicem, e posteriormente reavaliadas após 2 anos no meio oral. De todas as restaurações, 4 tinham sido perdidas aquando desta reavaliação devido a problemas extrínsecos à técnica de cimentação, como fratura radicular e fratura do material restaurador, e não à utilização incorreta ou má desempenho do cimento autoadesivo. O desempenho destas restaurações cimentadas com RelyX Unicem refletiram um desempenho satisfatório (Ferracane et al., 2011).

Foi realizado um estudo em que o cimento RelyX Unicem mostrou desempenho clínico comparável ao sistema de resina convencional. Este estudo baseou-se na cimentação de 43 *inlays* cerâmicos IPS Empress (cerâmica vítrea reforçada por leucite) (cimentados com RelyX Unicem, e, 40 *inlays* cimentados com Variolink II constituindo o grupo de controlo. Posteriormente uma reavaliação clínica foi feita após um ano e, apesar de todos os *inlays* se apresentarem clinicamente aceites, o grupo de controlo apresentou melhor correspondência de cor e *chipping* das margens do que o grupo experimental em que a cimentação foi realizada com o RelyX Unicem (Taschner et al., 2009).

A adesão à dentina saudável e dentina cariada foi testada antes e após termociclagem (10000 ciclos). Tanto para o cimento RelyX Unicem como para o Panavia F2.0 as forças de adesão não foram influenciadas. A adesão promovida entre a hidroxiapatite e o cimento RelyX Unicem, e entre o MDP (constituente do Panavia F2.0) e a hidroxiapatite produziram uma adesão estável à dentina. Porém, para o cimento Variolink II, a adesão à dentina cariada mostrou ser inferior quanto comparada com dentina saudável (Mohamed et al., 2015).

Num estudo realizado por Ngo Yu, Lian, Nicholls e Tan, coroas de ouro foram cimentadas com três cimentos de resina convencionais, um cimento de resina autoadesivo e um cimento de fosfato de zinco, foram submetidas a testes de fadiga

mecânica. O número de ciclos até à falha não diferiu de modo significativo entre os cimentos utilizados, e o cimento RelyX Unicem resistiu, ainda que sem significância, a mais ciclos do que o cimento de fosfato de zinco. Os cimentos de resina revelaram um maior número de falhas na interface dente-cimento, no entanto, o cimento de fosfato de zinco e o cimento RelyX Unicem obtiveram mais falhas entre a coroa e o cimento. Os resultados são promissores, visto que se espera que todos os cimentos de resina apresentem uma durabilidade tão elevada similar ao cimento de fosfato de zinco, quando submetidos a *stresses* mastigatórios na cavidade oral (Ferracane et al., 2011).

Blatz, Chiche, Holst e Sadan realizaram um estudo onde a cimentação de coroas de alumina Procera, foi realizada com três cimentos: RelyX Unicem, Panavia F e um cimento de fosfato de zinco. O cimento Panavia F demonstrou ser o cimento que suportou cargas maiores até ao ponto de fratura, seguido de valores inferiores e semelhantes para o RelyX Unicem e cimento de fosfato de zinco (Ferracane et al., 2011). Quando utilizado para cimentação de coroas de cerâmica pura Empress II em dentes tratados endodonticamente, o cimento RelyX Unicem não apresentou diferenças na capacidade de carga quando comparado com cimentos de ionómero de vidro ou de fosfato de zinco (Preuss, Rosentritt, Frankenberger, Beuer, & Naumann, 2008; Ferracane et al., 2011).

Restaurações indiretas mésio-ocluso-distais (MOD) em resina composta foram cimentadas com um cimento de resina convencional (Panavia F2.0) e dois cimentos de resina autoadesivos (SA Cement e RelyX Unicem). Os grupos foram posteriormente submetidos a cargas mecânicas, e todos exibiram relevante diminuição das forças de adesão. Estes resultados indicam que os cimentos autoadesivos testados oferecem uma durabilidade e forças de adesão comparáveis ao cimento de resina convencional (Inukai et al., 2012).

Foi testada a influência do envelhecimento artificial de longa duração na qualidade das forças de adesão de cimentos de resina autoadesivos para cimentação de restaurações cerâmicas com elevado teor em sílica sobre superfícies dentinárias. Os cimentos utilizados foram: Clearfil SA, G-Cem, SmartCem2, SpeedCem, RelyX Unicem; e, como grupo de controlo, o cimento Panavia21. Foi demonstrado que para o Clearfil SA, SmartCem2 e o SpeedCem as forças de adesão foram inferiores quando em comparação com o Panavia21. Comparando apenas os cimentos autoadesivos, o RelyX Unicem mostrou valores significativamente superiores mesmo quando submetido ao

envelhecimento artificial de longa duração. Com isto, é possível presumir que nem todos os cimentos autoadesivos testados podem ser uma alternativa viável à utilização de cimentos de resina convencionais (Hitz, Stawarczyk, Fischer, Hämmerle & Sailer, 2012). O aumento da retenção da coroa devido à expansão dimensional provocada pela absorção de água pode equilibrar os efeitos adversos que a água provoca no cimento (Heintze, 2010).

Os cimentos de resina autoadesivos parecem ser suficientes para promover a adesão de restaurações indiretas quando utilizados sobre superfícies em dentina (Taschner et al., 2012; Aguiar et al., 2014). *Inlays* e *onlays* de dissilicato de lítio foram cimentados com cimentos de resina convencionais e cimentos autoadesivos. Após dois anos, a sua *performance* clínica foi reavaliada. Os resultados do estudo apontam para a possibilidade de utilização dos cimentos autoadesivos com sucesso clínico expectável (Taschner et al., 2012).

O substrato dentário revela um papel importante na qualidade da adesão, no entanto, este substrato pode apresentar dentina afetada, cariada, esclerosada, profunda e cortada pela ação de brocas. Por isso, o substrato clínico poderá ser diferente do testado em laboratório, dificultando a correlação entre dados laboratoriais e clínicos (Carvalho et al., 2012).

### **2.3.3.3. Cimentos com adesão micromecânica**

#### **2.3.3.3.1. Compómeros**

São também conhecidos por resinas compostas modificadas por poliácidos (Geissberger, 2010; Anusavice et al., 2012). Apareceram no fim da década de 90 e consistem na combinação entre resina composta e ionómero de vidro (Lad et al., 2014). Foram criados com o objetivo de combinar a libertação de flúor proveniente dos cimentos de ionómero de vidro com a durabilidade oferecida pelas resinas compostas, sendo que a libertação de flúor revelou ser inferior aos cimentos de ionómero de vidro convencionais (Anusavice et al., 2012).

Possuem pouca ou nenhuma água, apresentam reação de polimerização através de radicais livres, e a porção constituinte de ionómero de vidro pode ser submetida a

silanização com o objetivo de obter alguma ligação covalente com a matriz (Ferracane et al., 2011).

Apresentam resistência à compressão e à flexão superiores aos CIVMR mas menores do que a resina composta convencional (Lad et al., 2014). Uma das grandes desvantagens é a expansão higroscópica que poderá levar à fratura das restaurações (Geissberger, 2010; Anusavice et al., 2012), principalmente quando se trata de cerâmica pura (Geissberger, 2010).

Se este cimento apresentasse água na constituição poderia ser autoadesivo como os cimentos de ionómero de vidro. No entanto, a utilização dos compómeros obriga à utilização de um sistema adesivo (Anusavice et al., 2012).

Estão indicados para a cimentação de coroas, pontes, espigões e núcleos, *inlays* e *onlays*, no entanto, na cimentação de restaurações de cerâmica pura o seu uso está contraindicado (Geissberger, 2010).

Os compómeros são funcionalmente hidrofóbicos tal como as resinas compostas, no entanto em menor extensão (Anusavice et al., 2012). Quando colocados no meio intraoral absorvem a água presente na saliva, o que leva à iniciação da reação ácido-base entre os grupos funcionais ácidos e partículas de vidro de silicato (Geissberger, 2010; Anusavice et al., 2012).

#### **2.3.3.3.2. Cimentos de Resina**

Como alternativa aos cimentos com reação ácido-base, os cimentos de resina foram introduzidos na década de 1970 (Yu et al., 2014), tendo sido em 1987 introduzido um dos primeiros cimentos comercializados pela Dentsply/Caulk, o Biomer (DV et al., 2014). Estes são modificações provenientes das resinas compostas que apresentam um nível de viscosidade inferior. As propriedades adesivas destes cimentos são dadas pelo sistema adesivo utilizado uma vez que estes cimentos não apresentam adesão química aos substratos (Anusavice et al., 2012).

São usados para cimentação de restaurações não metálicas como próteses parciais fixas, facetas de cerâmica e ainda *inlays/onlays* de resina composta e cerâmica (Freedman, 2012; DV et al., 2014).

Estes cimentos têm geralmente como base o Bis-GMA (Yu et al., 2014). Outros compostos tais como o UDMA, bisfenol-A-glicil di-metacrilato etoxilado (Bis-EMA) também podem ser incorporados nos cimentos de resina (Sakaguchi & Powers, 2012). A molécula Bis-GMA, ou resina de Bowen, foi o primeiro metacrilato multifuncional utilizado na medicina dentária introduzido pelo Dr. Rafael Bowen na década de 60 (DV et al., 2014).

Esta molécula é considerada um éster aromático de dimetacrilato, sintetizado a partir de uma resina de epóxi e de metacrilato de metil. Apresenta-se muito viscosa, por isso, o TEGDMA é associado para reduzir a viscosidade (DV et al., 2014).

Apresentam-se em sistemas de pó/líquido, cápsulas, ou pasta/pasta e podem ser autopolimerizáveis, fotopolimerizáveis ou de dupla polimerização (Anusavice et al., 2012; DV et al., 2014). Existem vários cimentos disponíveis no mercado com cores variadas. Estes possuem pastas *try-in*, formadas com glicerina, para ajudar na seleção da cor mais adequada (Sakaguchi & Powers, 2012).

Os cimentos de resina apresentam boas propriedades mecânicas e físicas, contudo a degradação dos polímeros dos cimentos que contêm resinas ainda é um obstáculo a longo prazo. Isto porque a dentina mineralizada contém na sua constituição as MMP que são ativadas durante a cimentação. Estas podem degradar as fibras de colagénio diminuindo consequentemente a estabilidade de adesão com o decorrer do tempo. O pré-tratamento dentinário com clorhexidina ou a sua combinação com agentes adesivos poderá ser um caminho para impedir esta ação enzimática endógena (Yu et al., 2014).

Contam com alta resistência às forças de tração e compressão, baixa solubilidade e boas qualidades estéticas, apresentando portanto uma opção popular nos dias de hoje. Contudo a sensibilidade técnica e o custo elevado são duas desvantagens a ter em consideração (Lad et al., 2014). Apresentam outras falhas tais como: falta de adesão química aos tecidos dentários, e consequente infiltração, e maior espessura da película (Pameijer, 2012).

O fracasso da restauração poderá ser ditado pela degradação, ao longo do tempo, do polímero devido à hidrólise. A hidrólise poderá levar à falta de adesão entre o preparo dentário e a restauração culminando então no insucesso (Pameijer, 2012). Outro inconveniente é a presença de monómeros residuais, ou seja, monómeros que não



reagiram e que poderão desencadear irritação pulpar (Anusavice et al., 2012; Pameijer, 2012).

Cimentos convencionais apresentam vantagens sobre os cimentos resinosos se existir dificuldade no controlo da limpeza e humidade do preparo (Lad et al., 2014).

Alguns cimentos de resina podem possuir potencial cariostático se tiverem na sua composição fluoreto de itérbio ou partículas de bário fluoroaluminossilicato (Yu et al., 2014).

Os cimentos de resina apresentam uma reação de polimerização, com formação de polímeros (Pameijer, 2012; Yu et al., 2014), sendo esta iniciada através da presença de luz ou compostos químicos (Anusavice et al., 2012).

A canforoquinona, responsável pela fotopolimerização, e uma amina terciária estão presentes numa das pastas dos cimentos. Enquanto o peróxido de benzoílo, presente na outra pasta, atua como ativador da reação de autopolimerização. As aminas são consideradas aceleradores da produção de radicais livres (Sakaguchi & Powers, 2012).

Cimentos de resina de dupla polimerização contêm aminas aromáticas que poderão promover a descoloração marginal e comprometer a estética (DV et al., 2014; Lad et al., 2014).

Os cimentos autopolimerizáveis e de dupla polimerização podem ser utilizados em todas as situações clínicas, no entanto, os fotopolimerizáveis estão limitados a casos em que a luz possa ultrapassar a espessura da restauração, como por exemplo em algumas facetas de cerâmica (Anusavice et al., 2012; Yu et al., 2014).

A força de adesão tem-se apresentado diminuída nos cimentos de dupla polimerização quando não foi aplicada luz, concluindo-se então que a luz tem um papel relevante e deve ser aplicada em todas as margens da restauração (Yu et al., 2014). Os sistemas utilizados deverão ser fotopolimerizados uma vez que quando são apenas autopolimerizados apresentam menor grau de conversão (Aguiar et al., 2015).

Sabe-se que a maioria dos cimentos resinosos obriga à preparação do substrato para promover uma eficaz adesão. Para tal, a utilização prévia de sistemas adesivos *etch and rinse* ou *self etch* é fundamental (Fuentes, Ceballos, González-López, 2013).

Existem três tipos de cimentos de resina: *etch and rinse*, *self etch* e autoadesivos (referidos anteriormente), sendo os dois primeiros tipos considerados cimentos de resina convencionais (Fuentes et al., 2013; Yu et al., 2014).

#### **2.3.3.3.2.1. Cimentos de Resina *Etch and Rinse***

Os cimentos de resina *etch and rinse* obrigam ao condicionamento da superfície dentária com ácido ortofosfórico, seguido da aplicação do sistema adesivo e do cimento (Freedman, 2012). Combinam então a utilização de um sistema adesivo *etch and rinse* de dois ou três passos com um cimento resinoso (Sakaguchi & Powers, 2012).

A aplicação de ácido orfosfórico condiciona simultaneamente o esmalte e a dentina. Na dentina ocorre desmineralização, exposição de fibras de colagénio e de túbulos dentinários. Os espaços existentes na rede de colagénio exposta são preenchidos por monómeros hidrofilicos (Anusavice et al., 2012).

Com o objetivo de evitar o colapso das fibras de colagénio, a dentina deve ser mantida húmida contudo um excessivo teor de água resultará na competição com os monómeros adesivos, alterando a sua concentração e correta polimerização (Ozer, & Blatz, 2013).

O tempo de aplicação de ar para evaporação do solvente (acetona, etanol ou água) poderá influenciar a adesão com a superfície dentária (Sakaguchi & Powers, 2012).

#### **2.3.3.3.2.2. Cimentos de Resina *Self Etch***

A criação dos sistemas adesivos *self etch* deveu-se à necessidade de uma técnica menos sensível e menos susceptível a erros quando comparada com os adesivos *etch and rinse*. Os sistemas *self etch* possuem monómeros que fazem o condicionamento e o *priming* da superfície dentária. Estão disponíveis em sistemas de dois passos (*primer* ácido e *bonding*, separadamente) ou de passo único (*primer* ácido e *bonding*, simultaneamente) (Ozer, & Blatz, 2013).

Uma característica dos sistemas *self etch* é a incorporação da *smear layer* devido aos monómeros ácidos. A retenção micromecânica provém da incorporação dos monómeros na rede de fibras de colagénio. A interação entre os monómeros funcionais, como o MDP, e a hidroxiapatite pode levar a uma maior durabilidade adesiva, por isso,

a incorporação deste monómero deve ser considerada. A interação com a hidroxiapatite só é possível uma vez que não existe o passo de condicionamento ácido nem de lavagem característico dos sistemas *etch and rinse*. O condicionamento ácido e a posterior lavagem removem a hidroxiapatite da interface dentária (Ozer, & Blatz, 2013).

A interação adversa entre os cimentos de resina de dupla polimerização e os monómeros acídicos dos sistemas adesivos *self etch* de um passo é um importante problema. Isto porque estes adesivos podem funcionar como uma membrana semi-permeável que permite a difusão de moléculas de água dificultando a correta polimerização dos monómeros, afetando assim de forma negativa a longevidade da interface adesiva (Ozer, & Blatz, 2013).

## **2.4. Considerações sobre os diferentes substratos**

A escolha do cimento deve ter sempre em consideração o tipo de substrato sobre o qual vai aderir, uma vez que existem diferenças entre as forças de adesão obtidas para os diversos materiais restauradores. Ao contrário dos cimentos de resina convencionais que se ligam a uma grande quantidade de substratos, tais como, dentina e esmalte, materiais cerâmicos, resinas compostas, ouro e ligas metálicas, os cimentos de resina autoadesivos foram desenvolvidos para se unir à dentina. Estes novos cimentos utilizam outro tipo de ácidos que poderão não produzir o mesmo padrão de condicionamento da superfície que o ácido ortofosfórico provoca (Sabatini et al., 2013).

### **2.4.1. Tecido dentário**

A adesão ao tecido dentário depende do sistema de cimentação, no entanto o tipo de substrato encontrado também exerce uma grande influência. Por exemplo, a dentina infetada por cárie apresenta estrutura e composição diferentes da dentina não afetada (Mohamed et al., 2015). Para além do tipo de substrato e de cimento, o condicionamento com ácido ortofosfórico também tem grande influência nos valores de adesão (Rodrigues et al., 2014).

O padrão de desmineralização dos cimentos autoadesivos é diferente dos cimentos de resina que obrigam a condicionamento ácido, uma vez que esta nova categoria de cimentos utiliza monómeros acídicos funcionais (Rodrigues et al., 2014).

Por norma, nos estudos que testam a adesão ao esmalte e à dentina, o cimento é colocado entre o substrato dentário e um material como cerâmica, metal ou resina composta representativo de uma restauração indireta. Contudo a interface entre o cimento e a superfície dentária, esmalte ou dentina, tem sido o principal alvo de interesse (Ferracane et al., 2011).

A força de adesão aos tecidos dentários tem sido avaliada predominantemente através de testes de resistência à microtração, cisalhamento ou tração. Testes de micro *push-out* têm sido utilizados frequentemente para testar as forças de adesão à dentina intracanal (Ferracane et al., 2011).

As falhas resultantes nos testes podem ser coesivas se ocorreu fratura no cimento ou no substrato; adesivas quando não existem resíduos de cimento na superfície dentária e, mistas quando apenas uma porção da área de adesão do dente se encontra com resíduos do cimento (Costa et al., 2014).

É difícil encontrar estudos realizados em que se tenham utilizado os mesmos cimentos, os mesmos substratos, as mesmas condições de polimerização e de armazenamento, por isso, obter conclusões válidas tem sido consequentemente complicado. Contudo os resultados e dados obtidos sugerem que as forças de união do Panavia F e Variolink II ao esmalte e à dentina têm sido superiores às forças obtidas pelos cimentos de resina autoadesivos (Ferracane et al., 2011).

Na maioria dos estudos realizados considera-se que os cimentos autoadesivos oferecem valores de adesão ao esmalte e dentina inferiores aos cimentos de resina convencionais (Kasaz et al., 2012; Rodrigues et al., 2014). Todavia o maior obstáculo tem sido a adesão ao esmalte uma vez que a adesão à dentina tem demonstrado ser razoável e similar aos cimentos de resina convencionais (Rodrigues et al., 2014). Mesmo sem recomendação por parte dos fabricantes, os cimentos autoadesivos RelyX U100 e RelyX U200 apresentaram valores de adesão superiores quando realizado prévio condicionamento ácido do esmalte, possivelmente devidos às microporosidades criadas pelo ácido ortofosfórico a 37% (Rodrigues et al., 2014).

No geral, a natureza das falhas observadas nas interfaces analisadas após os testes, revela que para o RelyX Unicem quando testado sobre o esmalte estas são maioritariamente de carácter adesivo. Por outro lado, quando testado sobre a dentina as falhas revelam ser de natureza adesiva ou mista. Nos testes de resistência à microtração

ou resistência ao cisalhamento, os cimentos de resina autoadesivos mostraram resultados quase sempre inferiores aos valores obtidos por cimentos de resina convencionais (Sarr et al., 2010).

Obtiveram-se forças de adesão ao esmalte superiores quando foi aplicado condicionamento com ácido ortofosfórico no esmalte antes do cimento RelyX Unicem, em comparação com o grupo sem condicionamento da superfície. Por outro lado, o condicionamento da superfície dentinária com ácido ortofosfórico levou à diminuição dos valores de resistência à tração. A explicação provável pelo efeito negativo do condicionamento ácido na dentina é a fraca penetração do cimento na matriz de colagénio exposta após o condicionamento devido à baixa fluidez apresentada pelo cimento. Recomenda-se efetuar pressão durante a cimentação porque pode promover a obtenção de melhores valores de resistência de união. Isto porque a viscosidade elevada do cimento poderá levar a uma fraca penetração na dentina influenciando então os valores obtidos (Ferracane et al., 2011).

O facto da dentina estar hidratada pode facilitar a ionização dos monómeros acídicos presentes nos cimentos autoadesivos. Contudo, foi provado que a humidade presente na dentina poderá influenciar as forças de adesão sendo contudo material dependente (André, Aguiar, Ayres, Ambrosano & Giannini, 2013).

As forças de adesão ao esmalte de cinco cimentos de resina autoadesivos e dois cimentos de resina *etch and rinse* foram testadas. Concluiu-se que todos os cimentos de resina autoadesivos apresentaram valores inferiores, sendo aconselhada a utilização dos sistemas *etch and rinse* sobre superfícies de esmalte (Kasaz et al., 2012).

Para promover a adesão ao esmalte, Rodrigues et al. (2014) defendem que a execução prévia de condicionamento com ácido ortofosfórico seguida da aplicação cimentos de resina autoadesivos obtém valores de forças de adesão superiores ao cimentos de resina convencionais. No entanto, os cimentos de resina convencionais apresentam valores de adesão superiores em comparação com os cimentos autoadesivos quando estes são aplicados de acordo com as instruções do fabricante, ou seja, sem o passo adicional do condicionamento ácido.

Ferracane et al. (2011) afirmam que as forças de união à dentina revelaram ser superiores para os cimentos de resina *self etch* quando comparados com os cimentos de resina autoadesivos.

Segundo Vaz et al. (2012), dentro dos cimentos resinosos, os valores de forças de união mais elevados à dentina são obtidos aquando da utilização de um cimento de resina *etch and rinse* em comparação com a aplicação de cimentos de resina autoadesivos.

Por outro lado, segundo Rodrigues et al. (2014), os cimentos de resina *etch and rinse* e *self etch* apresentam eficácia similar aos cimentos de resina autoadesivos. No entanto, resultados opostos estão descritos já que estes dependem do cimento utilizado e da sua composição.

#### 2.4.2. Metal

O 4-META foi o primeiro monómero adesivo a promover uma ligação eficaz com as ligas metálicas uma vez que melhora o molhamento e adesão a estas (Hattar, Hatamleh, Khraisat & Al-Rabab'ah, 2014). Para além deste monómero, o MDP pode também ser utilizado para aumentar a retenção a materiais metálicos (Sakaguchi & Powers, 2012).

Os monómeros funcionais presentes nos cimentos autoadesivos são capazes de promover uma interação química, através de uma reação ácido-base, com os óxidos de alumínio proporcionando uma ligação estável com substratos metálicos submetidos previamente a jateamento abrasivo (Hattar et al., 2014).

Fez-se a cimentação com o cimento de resina autoadesivo RelyX Unicem ou cimento de fosfato de zinco em 49 próteses parciais fixas com infraestrutura metálica. Numa reavaliação após três anos, concluiu-se que tanto o grupo do cimento de fosfato de zinco como o grupo do cimento RelyX Unicem apresentaram comparável e satisfatório desempenho clínico (Ferracane et al., 2011).

A comparação entre um cimento de policarboxilato de zinco e um cimento de resina autoadesivo (RelyX Unicem) revelou forças de adesão similares para ambos os cimentos quando utilizados para cimentação de coroas revestidas com uma liga nobre sobre pilares de titânio. As forças obtidas foram superiores às forças apresentadas por cimentos de ionómero de vidro, fosfato de zinco ou óxido de zinco eugenol (Ferracane et al., 2011).

As forças de adesão a um substrato metálico foram testadas para dois cimentos de resina autoadesivos, um cimento de resina *self etch* e um cimento de ionómero de vidro modificado por resina. Forças superiores foram obtidas para os cimentos de resina *self*

*etch* e autoadesivos comparativamente ao cimento de ionómero de vidro modificado por resina (Sabatini et al., 2013).

Após comparação entre as forças de adesão a uma superfície metálica de quatro tipos de cimentos utilizados, foi possível verificar que o cimento de resina convencional (Panavia F) apresentou os maiores valores. Seguidamente, os valores mais elevados foram atingidos pelo cimento de resina autoadesivo Relyx Unicem. Por fim, o cimento de fosfato de zinco e um cimento de ionómero de vidro mostraram os menores valores de adesão ao substrato (Orsi, Varoli, Pieroni, Ferreira & Borie, 2014).

### 2.4.3. Resina Composta

Coroas com destruições extensas são comuns e requerem, muitas vezes, a restauração prévia em resina composta para posterior colocação da restauração indireta, como tal, a adesão entre o cimento e a resina composta influencia diretamente a durabilidade e a retenção da restauração indireta (Dos Santos, Griza, de Moraes & Faria-E-Silva, 2014).

Outro procedimento comum é a colocação de resina composta para eliminar pequenas retenções existentes no preparo. Este procedimento promove uma melhoria da integridade marginal na dentina e interface de compósito quando comparada com a técnica de cimentação convencional. Antes da cimentação da restauração, é aplicada uma camada de resina composta sobre a superfície dentinária, porém este é um passo que dificulta e aumenta o tempo e sensibilidade da técnica (Weiser & Behr, 2015).

Segundo Fuentes et al. (2013), o cimento de resina escolhido para a cimentação de restaurações em resina composta tem uma influência superior em relação à escolha da técnica de pré-tratamento da superfície. As forças de adesão de *overlays* em resina composta (Filtek Z250) à dentina foram testadas para três cimentos de resina autoadesivos (RelyX Unicem, Maxcem Elite e G-Cem) e um cimento de resina *etch and rinse* (RelyX ARC). Os resultados obtidos neste estudo estão em concordância com estudos prévios descritos na literatura. O RelyX ARC apresentou forças de adesão superiores comparativamente aos cimentos de resina autoadesivos, sendo que entre os cimentos autoadesivos os valores obtidos foram similares.

Estão descritos inúmeros pré-tratamentos para a superfície em resina composta para melhorar as forças de adesão (Dos Santos et al., 2014). O aumento da rugosidade e

microporosidades das restaurações indiretas em resina composta poderá aumentar a retenção micromecânica. Foi descrito que o tratamento das superfícies em resina composta com jateamento abrasivo de óxido de alumínio ou com incorporação de partículas de sílica apresentam uma maior resistência adesiva comparativamente às superfícies tratadas com silano, sistema adesivo ou ambos (Fuentes et al., 2013). Um exemplo do jateamento com incorporação de partículas de sílica é o sistema CoJet da 3M ESPE que utiliza partículas de sílica de 30µm para a criação das microporosidades (Yi et al., 2015).

Apesar da interação entre a sílica incorporada nas superfícies de resina e o silano existente nos sistemas adesivos, foi possível concluir que tanto o jateamento com óxido de alumínio como o jateamento com incorporação de partículas de sílica apresentaram forças de adesão semelhantes (Fuentes et al., 2013).

Atualmente o procedimento mais utilizado na prática clínica é a aplicação de silanos na superfície resinosa (Fuentes et al., 2013). Todos os procedimentos podem influenciar os valores de adesão. No entanto, o condicionamento ácido com ácido ortofosfórico a 35%, silanização e posterior aplicação de sistema adesivo exibiu ser o método mais eficaz (Dos Santos et al., 2014). O condicionamento com ácido fluorídrico está contraindicado uma vez que promove a degradação da superfície da resina composta (Sakaguchi & Powers, 2012).

A utilização de resina composta aquecida para cimentação adesiva de restaurações indiretas tem sido uma técnica recomendada. Esta técnica apresenta algumas vantagens como a menor contração de polimerização, menor viscosidade, menor espessura da película formada e maior resistência ao desgaste quando em comparação com a cimentação convencional com cimentos de resina. A menor viscosidade permite uma maior mobilidade dos radicais livres resultando na formação de cadeias de polímeros longas e também num maior grau de conversão monomérico (Rickman, Padipatvuthikulv & Chee, 2011). A redução da viscosidade é conseguida quando estas são submetidas ao aumento da temperatura para valores próximos de 55-60°C (Cantoro et al., 2008; Fróes-Salgado et al., 2010). Segundo Fróes-Salgado et al. (2010), o aquecimento das resinas compostas levou a uma melhor adaptação marginal à superfície dentária.

Pensou-se que o aquecimento dos cimentos resinosos também poderia diminuir a sua



viscosidade melhorando consequentemente as forças adesivas ao substrato e também a adaptação marginal. Para além da diminuição da viscosidade, verificou-se que o aumento da temperatura promoveu um maior grau de conversão dos monómeros (Cantoro et al., 2008; Fróes-Salgado et al., 2010). O maior grau de conversão oferece uma melhoria das propriedades físicas e mecânicas dos compostos resinosos (Cantoro et al., 2008).

Para o cimento de resina Panavia F2.0, observou-se uma maior penetração dos monómeros entre a rede de colagénio provocada pela maior fluidez causada pelo aumento de temperatura (Cantoro et al., 2008).

O aquecimento do cimento resinoso autoadesivo RelyX Unicem a 60°C impossibilitou a sua correta aplicação devido à redução drástica do tempo de polimerização. No entanto, para o cimento Panavia F2.0, o aquecimento a 60°C promoveu a uma melhor adaptação da interface adesiva (Cantoro et al., 2008).

Portanto é possível afirmar que a temperatura dos cimentos resinosos (*self etch* e autoadesivos) afeta significativamente a adesão ao substrato dentinário. É recomendado o pré-aquecimento dos cimentos resinosos pelo menos até à temperatura ambiente para alcançar uma melhor adaptação aos substratos (Cantoro et al., 2008).

#### **2.4.4. Espigões de fibra de vidro**

A restauração com recurso a espigões é uma prática frequente no tratamento de dentes endodonciados com destruições extensas (Bonfante, Kaizer, Pegoraro & do Valle, 2007; Juloski et al., 2013). O uso de espigões de fibra de vidro tem demonstrado ser vantajoso em dentes tratados endodonticamente uma vez que o módulo de elasticidade semelhante à dentina diminui o risco de fratura radicular (Shiratori, Valle, Pegoraro, Carvalho & Pereira, 2013; Faria-E-Silva, Peixoto, Borges, Menezes & Moraes, 2014). Em relação aos espigões com núcleo fundido, os espigões de fibra de vidro beneficiam de um tempo de consulta menor, maior facilidade de aplicação, menor stress intra-radicular, ausência de corrosão e caso seja necessário, a remoção é mais fácil (Shiratori et al., 2013).

A utilização de cimentos autoadesivos na cimentação de espigões de fibra tem mostrado ser promissora face a resultados obtidos em testes laboratoriais (Sakaguchi & Powers,

2012). Existem descritos, na literatura, estudos que afirmam que os cimentos de resina autoadesivos possuem uma melhor *performance* clínica que os cimentos de resina convencionais, e estudos que contrariam estas declarações (Juloski et al., 2013).

O sucesso da cimentação de um espigão depende de vários fatores, tais como: o cimento escolhido, a técnica de cimentação (com condicionamento e/ou aplicação de sistema adesivo previamente) e a manipulação do cimento e do espigão no canal radicular. Visto isto, um estudo concluiu que as diferenças entre os protocolos podem afetar os valores de forças de adesão, no entanto é material dependente (Shiratori et al., 2013).

Sabendo que a neutralização do pH dos cimentos resinosos autoadesivos é fundamental, pressupôs-se que o prolongamento do tempo entre a manipulação e a aplicação de luz beneficiasse a adesão à dentina radicular. Isto porque, um rápido aumento da viscosidade do cimento aquando da fotopolimerização poderia influenciar a reação dos monómeros acídicos com a dentina. Relatou-se que o impacto do momento inicial de aplicação de luz seria material dependente, sendo benéfico por exemplo para o cimento autoadesivo BisCem, e prejudicial para o cimento RelyX Unicem, reduzindo as forças de adesão deste último (Faria-E-Silva et al., 2014).

Num estudo laboratorial avaliou-se a cimentação de espigões de fibra de vidro com dois cimentos de resina autoadesivos e um cimento de resina *etch and rinse*. Os valores de forças de adesão foram superiores para ambos os cimentos autoadesivos comparativamente ao cimento de resina *etch and rinse* (Faria-E-Silva et al., 2014).

Num estudo de Bonfante et al. (2007), os valores de forças de adesão ao espigões fibra de vidro foram testados para dois cimentos de ionómero de vidro modificados por resina e dois cimentos de resina *etch and rinse*. Os cimentos testados apresentaram forças superiores a 200 Newtons estando indicados para a cimentação de espigões de fibra de vidro. No entanto o grupo dos cimentos de resina obteve resultados superiores. Concluiu-se que os cimentos de resina *etch and rinse* são mais indicados para a cimentação destes espigões.

#### 2.4.5. Cerâmica

Desenvolvimentos recentes resultaram em técnicas de fabricação de restaurações cerâmicas que apresentam maior força e resistência, tornando-as uma possibilidade para utilização em facetas, *inlays/onlays* e implantes dentários (Tian et al., 2014).

Segundo a composição química das cerâmicas, estas podem ser classificadas em cerâmicas de óxido e cerâmicas vítreas. Cerâmicas de óxido são aquelas que não possuem mais de 15% de sílica e apresentam uma fase vítrea diminuta ou ausente (Tian et al., 2014).

Atualmente as cerâmicas são classificadas de acordo com o seu teor cristalino e vítreo e encontram-se divididas em três categorias com base na sua composição: cerâmicas feldspáticas, cerâmicas vítreas (reforçada com leucite, silicato de lítio, e dissilicato de lítio) (Tian et al., 2014), e cerâmicas policristalinas (zircônia e alumina). Quando apresentam alto teor de vidro irão apresentar uma excelente estética, por outro lado, se apresentarem um alto teor cristalino terão força superior (Bunek & Swift, 2014).

Devido à sua estrutura química estável, as cerâmicas de óxido têm as propriedades mecânicas melhoradas podendo ser denominadas cerâmicas de núcleo de alta resistência. Contudo, o ácido fluorídrico perde a capacidade de condicionar a sua superfície não criando microporosidades, sendo então conhecidas como cerâmicas ácido-resistentes (Tian et al., 2014).

Para a cimentação de restaurações de cerâmica pura, os cimentos de resina são os materiais de eleição (Uludag, Yucedag & Sahin, 2014). Existem dois métodos de adesão entre as cerâmicas e os cimentos resinosos. O método de adesão micromecânica que pode ser criado por ataque ácido e/ou jateamento abrasivo; e um método de adesão química, conseguido através da aplicação de um silano (Sakaguchi & Powers, 2012; Tian et al., 2014).

Desde 1980, a cerâmica vítrea têm sido amplamente utilizada para restaurações de cerâmica pura. Estas são condicionadas com ácido fluorídrico criando assim uma superfície porosa uniforme. Esta cerâmica apresenta menor resistência mecânica do que a cerâmica de óxido, no entanto a resistência à fratura mostrou aumentar quando cimentada com recurso a cimentos resinosos. Uma camada relativamente fina (aproximadamente 100µm) de cimento resinoso sobre a cerâmica reforçada por leucite

ou cerâmica de dissilicato de lítio em superfícies condicionadas com ácido fluorídrico e posterior aplicação de silano, poderia aumentar significativamente a resistência à flexão (Tian et al., 2014).

De entre vários fatores, sabe-se que o método de polimerização, módulo de elasticidade, tonalidade de cor e a espessura têm limitado as informações disponíveis. Comparando os cimentos de resina fotopolimerizáveis e autopolimerizáveis concluiu-se que os cimentos fotopolimerizáveis apresentam um melhor desempenho. No que respeita ao módulo de elasticidade do cimento, este demonstrou ter pouco efeito sobre as tensões produzidas na coroa de cerâmica. Um fator que afeta negativamente a resistência de união é a espessura da película do cimento que quanto maior for, menor será a resistência de união (Tian et al., 2014).

A crescente popularidade das restaurações de cerâmica pura levou a um aumento da procura de cimentos de resina que tentam colmatar muitas das deficiências dos cimentos convencionais. Eles apresentam alta resistência de união à estrutura dentária, estética superior, e a menor solubilidade face aos cimentos existentes (Bunek & Swift, 2014).

Excluindo o cimento de resina, fatores como o tipo de cerâmica e a unidade de fotopolimerização, podem também ter impacto sobre a polimerização dos cimentos de resina e, assim, influenciar a adesão entre o cimento e a cerâmica (Tian et al., 2014). A classificação dos materiais cerâmicos pode ser efetuada de acordo com o tipo de cimentação requerido: aqueles que exigem uma cimentação adesiva e aqueles que podem ser cimentados com cimentos não adesivos (Petridis, Papathanasiou, Doukantzis & Koidis, 2012).

As cerâmicas feldspáticas e as cerâmicas vítreas conseguem adquirir força mecânica a partir da cimentação adesiva uma vez que são ácido-sensíveis. No entanto, cerâmicas aluminosas ou de zircónia são materiais altamente resistentes, por conseguinte, não são sensíveis ao condicionamento ácido requisitando então cimentação não adesiva (Petridis et al., 2012).

Devido à grande quantidade de cimentos disponíveis, a escolha do cimento adequado poderá ser difícil. Um dos fatores a ter em conta é a força da cerâmica em conjunto com a retenção do preparo dentário (Bunek & Swift, 2014).

Geralmente, quando a estética é de grande preocupação, cerâmica de baixa a média resistência (feldspática, reforçada por leucite, silicato de lítio e dissilicato de lítio) é selecionada. Nesses casos, deve optar-se por um cimento de alta resistência como os cimentos de resina *etch and rinse* ou *self etch* (Bunek & Swift, 2014).

Ao usar cerâmica de alta resistência, tais como dióxido de zircônio, com uma preparação retentiva, um cimento de baixa resistência, tal como um cimento de resina autoadesivo ou modificado por resina de ionômero de vidro pode ser utilizado (Bunek & Swift, 2014).

Dos três tipos mais comuns de aparelhos fotopolimerizadores (halogéneo de quartzo, diodo emissor de luz e arco de plasma Xénon), não foi encontrada diferença na resistência de união entre o halogéneo de quartzo e do diodo emissor de luz. No entanto, a dureza mais elevada, foi verificada quando um cimento de resina foi polimerizado com um diodo emissor de luz em comparação com um halogéneo de quartzo. A duração da união entre o cimento e a cerâmica não depende apenas do grau de polimerização e das propriedades mecânicas do cimento, uma vez que o aumento da intensidade e exposição à luz pode aumentar a contração do material e prejudicar a união cimento/cerâmica. Deve portanto respeitar-se as instruções do fabricante (Tian et al., 2014).

A dureza do cimento de resina após polimerização pode variar de acordo com a translucidez da restauração cerâmica. Como tal, sabe-se que existem inúmeros fatores que alteram a translucidez, tais como: espessura, estrutura cristalina, ciclos de pigmentação, o tamanho de grão, o pigmento e número, tamanho e distribuição de defeitos. Visto isto, é possível aferir que o aumento da espessura e opacidade da cerâmica leva à diminuição da dureza dos cimentos de resina (Puppin-Rontani et al., 2012; Tian et al., 2014).

A infiltração marginal, irritação do tecido pulpar, cárie secundária, descoloração marginal são alguns dos possíveis problemas a enfrentar quando a interface do cimento sofre degradação ou fratura. De entre as complicações já descritas, a descoloração e infiltração marginal de cerâmicas puras requerem mais atenção já que essa descoloração não é superficial (impossibilitando a resolução com polimento abrasivo) e poderá implicar a substituição da mesma (Petridis et al., 2012).

Os valores das forças adesivas à zircónia têm sido alvo de vários estudos. Os cimentos convencionais, como ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado por resina e fosfato de zinco, mostraram valores baixos de resistência ao cisalhamento para a zircónia (valores inferiores a 6-7 MPa). Para além disso, quando submetidos a envelhecimento em laboratório revelaram ser bastante sensíveis. Não são apenas os cimentos anteriormente falados que apresentam alta sensibilidade perante testes de envelhecimento. O envelhecimento artificial em água com ciclos térmicos diminuiu significativamente a união do cimento Panavia F e do cimento RelyX Unicem à zircónia (Ferracane et al., 2011).

A alta opacidade das restaurações fabricadas em zircónia afetam negativamente a polimerização de cimentos de resina autoadesivos fotopolimerizáveis (Miyazaki, Nakamura, Matsumura, Ban & Kobayashi, 2013). Relativamente à dupla polimerização, os valores de adesão foram superiores em comparação com a autopolimerização (Zorzin et al., 2014). Como tal, sugere-se a seleção de cimentos de resina com características de dupla polimerização perante restaurações em zircónia (Miyazaki et al., 2013).

Resultados semelhantes são encontrados entre um cimento de resina convencional (Panavia F) e um cimento de resina autoadesivo (RelyX Unicem). No entanto, a adesão à zircónia mostrou ser superior quando esta foi submetida a jateamento abrasivo ou ao jateamento abrasivo com incorporação de partículas de sílica (Ferracane et al., 2011).

O tratamento das superfícies de zircónia através de métodos mecânicos e químicos seguidos da aplicação de monómeros de silano já é conhecida e muito utilizada. Sabe-se que as cerâmicas de sílica e de alumina demonstram uma força de adesão superior comparativamente às restaurações de zircónia mesmo após aquecimento e aplicação de *primers* de silano (Miyazaki et al., 2013). A dificuldade de adesão à zircónia deve-se à sua composição sem sílica e ao facto de ser ácido-resistente (Qeblawi, Campillo-Funollet & Muñoz, 2015; Yi et al., 2015). Como tal, o tratamento efetuado nas cerâmicas com elevado teor de sílica não oferecerá uma adesão fiável para a zircónia (Qeblawi et al., 2015).

A adesão é significativamente afetada pelo jateamento abrasivo com óxido de alumínio, jateamento com incorporação de partículas de sílica e pela aplicação de *primers* com MDP (de Sá Barbosa et al., 2013; Qeblawi et al., 2015; Yi et al., 2015). O jateamento promove a criação de microporosidades e eleva os valores de energia de superfície,

facilitando o molhamento da superfície pelo cimento. Foi relatado que a escolha de um cimento com prévia aplicação de um *primer* de silano obteve valores de força de adesão semelhantes ao uso de um cimento com monómeros de MDP (sem aplicação de *primer*) (Qeblawi et al., 2015).

A aplicação de cimentos de resina autoadesivos sobre a zircônia sem tratamento prévio da superfície revela ser insuficiente para promover uma adesão satisfatória. A associação do *primer* contendo MDP com prévio jateamento abrasivo oferece resultados favoráveis (Yi et al., 2015).

Os cimentos resinosos que contêm este monômero de fosfato hidrofóbico, o MDP, facilitam a adesão à zircônia, como tal, quando se trata de restaurações em zircônia, a seleção do cimentos de resina deverá ter na sua composição química este monômero de fosfato (de Sá Barbosa et al., 2013; Miyazaki et al., 2013). A adesão é promovida pela ligação química entre o grupo éster fosfato e a camada de óxido de zircônio (de Sá Barbosa et al., 2013).

Visto isto, atualmente é aceite que a combinação do jateamento abrasivo com incorporação de partículas de sílica, silano e MDP é um dos protocolos de adesão mais fiável para as restaurações de zircônia (Miyazaki et al., 2013).

Relativamente à utilização de materiais restauradores através de *computer-aided design/computer-aided manufacturing* (CAD/CAM), é possível constatar que tem sido cada vez maior, uma vez que em comparação com as cerâmicas puras, são mais fáceis de trabalhar, apresentam possibilidade de melhor acabamento e polimento, e menor desgaste dos dentes oponentes (Elsaka, 2014). Um exemplo destes materiais é constituído por compostos como o polimetilmetacrilato (PMMA), UDMA e Bis-GMA (Stawarczyk et al., 2012).

Outros materiais foram desenvolvidos e consistem numa rede de cerâmica (86% do peso) infiltrada por polímeros de acrilato (14% do peso). Como tal, estes materiais combinam as características da cerâmica com as características das resinas compostas. Apresentam propriedades mecânicas semelhantes ao esmalte e dentina e ainda uma melhor flexibilidade, resistência à fratura e concomitantemente maior rigidez e dureza (Elsaka, 2014).

Com vista a aumentar a estética destes materiais foram criadas as resinas nanocerâmicas. Para além de possuírem nanopartículas de zircónia e sílica (80% do peso) infiltradas numa matriz de resina (20% do peso), apresentam um agente de silano para promover a união entre as duas fases distintas (Elsaka, 2014).

Materiais como os referidos anteriormente são, por exemplo, o sistema Vita Enamic que apresenta uma rede de cerâmica (86% do peso) com 14% de polímeros. Por outro lado, a Lava Ultimate apresenta uma matriz resinosa (20% do peso) infiltrada por partículas de nanocerâmica (80% do peso) (Elsaka, 2014).

As forças de adesão destas restaurações às superfícies dentárias são fortemente influenciadas, não só pelo tratamento de superfície (jateamento abrasivo com óxido de alumínio, silanização, condicionamento com ácido fluorídrico) (Stawarczyk et al., 2012; Liebermann et al., 2013; Elsaka, 2014), como também pelo sistema de cimentação escolhido (Liebermann et al., 2013; Elsaka, 2014).

A adesão entre estes materiais poliméricos e os cimentos de resina é considerada como retenção mecânica, já que o jateamento abrasivo prévio resulta em maiores forças de adesão ao cimento (Stawarczyk et al., 2012).

Para além do mais comum método de tratamento de superfície, o jateamento abrasivo, outros métodos têm sido desenvolvidos e testados (Sakaguchi & Powers, 2012; Liebermann et al., 2013). Um desses métodos é o tratamento dos materiais com plasma, que tende a aumentar a energia de superfície dos materiais. Este procedimento consiste na aplicação de um gás ionizado (oxigénio, hélio, amónia, nitrogénio ou argon) com igual carga iónica positiva e negativa. Estas cargas alteram os campos elétricos levando à excitação das moléculas. Cria-se assim uma nova camada superficial com propriedades adesivas favoráveis. Relativamente à utilização dos cimentos de resina autoadesivos foi mostrado que o pré-tratamento com este método diminuiu as forças de adesão (Liebermann et al., 2013).

## **2.5. Considerações clínicas sobre cimentação**

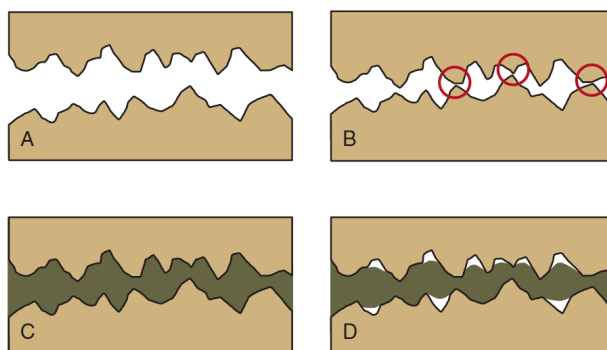
### **2.5.1. Adaptação/descoloração marginal e microinfiltração**

Para evitar a penetração bacteriana que poderá provocar cárie secundária, e também para prevenir a hipersensibilidade dentária devida ao grande movimento do fluido nos



túbulos dentinários, o selamento marginal entre o dente e a restauração é indispensável (Sakaguchi & Powers, 2012).

Idealmente, os cimentos não devem apresentar contração após a sua presa e devem conseguir penetrar nas irregularidades presentes na interface dente/restauração com o intuito de as preencher (Sakaguchi & Powers, 2012). As superfícies são microscopicamente ásperas e os contactos entre ambas as superfícies são irregulares. Como tal, as áreas que não estão em contacto devem ser preenchidas pelo cimento para evitar a contaminação pelos fluídos orais e colonização bacteriana (Anusavice et al., 2012) (Figura 8).



**Figura 8.** Ilustração esquemática da interface dente/restauração. A- Morfologia da superfície dentária e da superfície restauradora; B- Aplicação de pressão aproximando as superfícies, gerando poucos pontos de contacto (círculos); C- Interface preenchida de modo contínuo por uma camada intermédia, isto é, pelo cimento ou sistema adesivo; D- Interface descontínua devido ao fraco molhamento das superfícies por parte do cimento (Adaptado de Anusavice et al., 2012).

A correta adesão pode ser obtida em situações em que não existe um verdadeiro selamento marginal entre a superfície dentária e a restauração. Assim, um dos fatores decisivos para o sucesso clínico é a adaptação e selamento marginal obtido após cimentação da restauração. Um ineficaz selamento poderá desencadear problemas clínicos significativos (Ferracane et al., 2011; Azevedo et al., 2012; Cal, Celik & Turkun, 2012). A contração de polimerização, a técnica de cimentação e o método de polimerização são fatores que podem influenciar a adaptação marginal (Uludag et al., 2014).

A difusão de substâncias, tais como bactérias, fluídos, moléculas ou iões, para o espaço entre a restauração e o preparo dentário é denominada microinfiltração. O teste de penetração de corante e a avaliação microscópica são dois métodos atuais para estudar os valores de microinfiltração. Geralmente, os valores de microinfiltração são inferiores quando a restauração assenta sobre margens em esmalte em comparação com margens em dentina (Uludag et al., 2014).

Com o decorrer do tempo, a microinfiltração tende a atingir valores superiores indicando então a existência de degradação hidrolítica da interface do cimento, sugerindo um comprometimento do selamento marginal da restauração (Cal et al., 2012; Stape et al., 2013). Apesar das tentativas para diminuir ou até mesmo eliminar a microinfiltração, este obstáculo continua presente na maioria das situações clínicas, constituindo portanto um problema alvo de diversos estudos (Cal et al., 2012).

Relativamente à descoloração marginal, esta encontra-se clinicamente relacionada com o aumento da degradação da adaptação marginal das restaurações. Quanto maior for o espaço criado pelo cimento, o desgaste ao longo do tempo aumentará a capacidade de descoloração por parte dos agentes pigmentantes extrínsecos (Schenke, Federlin, Hiller, Moder & Schmalz, 2012; Federlin, Hiller & Schmalz, 2014).

Nas incrustações e facetas existem, ao contrário do que acontece nas coroas totais, margens do preparo dentário em esmalte. A fraca acidez apresentada pelos cimentos de resina autoadesivos fazem pensar numa inadequada desmineralização do esmalte dentário que comprometerá o correto condicionamento da superfície e adaptação marginal (Weiser & Behr, 2015).

Durante a preparação dentária com margens infragengivais é comum a contaminação com saliva, água, sangue e fluido crevicular. Estes fatores podem influenciar negativamente a adaptação marginal e promover a degradação das margens do cimento. Sabe-se que na cimentação autoadesiva a contaminação com saliva, sangue ou água não afeta a adaptação marginal, no entanto a utilização de líquidos para retração gengival contendo cloreto de alumínio afetam negativamente a adaptação marginal. É recomendada a remoção completa destes produtos antes da cimentação (Slavcheva, Krejci & Bortolotto, 2013).

Um estudo comparativo realizado por Rosentritt, Behr, Lang e Handel foi executado para diferenciar a adaptação marginal de *inlays* cerâmicos MOD Empress 1 cimentados

com RelyX Unicem (cimento de resina autoadesivo), Variolink II (cimento *etch and rinse*), Panavia F (cimento resinoso *self etch*), Fuji Plus (cimento de ionómero de vidro modificado por resina) e Dyract Cem Plus (compómero com sistema adesivo *self etch*). Após ciclos térmicos e mecânicos, a adaptação e o selamento marginal foram avaliados através de microscopia eletrônica de varrimento e também pelo teste de penetração de corante. Os resultados obtidos foram semelhantes para o RelyX Unicem, Variolink II e Panavia F. Enquanto que para o Fuji Plus e Dyract Cem Plus foram observados piores resultados de adaptação e selamento marginal (Ferracane et al., 2011).

Frankenberger, Lohbauer, Schaible e Nikolaenko realizaram um estudo no qual se comparou a integridade marginal de *inlays* cerâmicos IPS Empress cimentados com cimentos de resina convencionais e com cimentos de resina autoadesivos (Maxcem e RelyX Unicem). Maxcem revelou a pior adaptação marginal de todas as amostras obtidas no estudo, enquanto o RelyX Unicem revelou, em dentina, resultados similares com os cimentos de resina convencionais (Calibra, Variolink II, Multilink e Panavia F2.0). Contudo, a percentagem de margens livres em esmalte na interface marginal foi superior à dos cimentos de resina que requeriam condicionamento com ácido ortofosfórico. Assim, a fraca capacidade dos cimentos de resina autoadesivos em oferecer um correto condicionamento ao esmalte parece ser um problema importante (Ferracane et al., 2011).

Foram utilizados dois cimentos de resina *self etch*, o Multilink e o Panavia 2.0, e um cimento de resina autoadesivo (RelyX Unicem) para cimentação de coroas de cerâmica IPS Empress. A microinfiltração marginal foi observada e as coroas cimentadas com Panavia e RelyX Unicem mostraram percentagens próximas nas margens em esmalte. Por outro lado, quando utilizado o cimento Multilink os valores de microinfiltração foram notavelmente superiores. Nas margens apenas em dentina os valores de microinfiltração foram superiores aos obtidos para o esmalte (Trajtenberg, Caram, & Kiat-amnuay, 2008).

Quando se efetuou a cimentação de coroas totais em ouro, as margens continham áreas em esmalte e em dentina. No estudo de Piwowarczyk, Lauer e Sorensen o RelyX Unicem mostrou, para ambas as superfícies dentárias, igual ou melhor selamento marginal do que o cimento resinoso *etch and rinse*, cimento resinoso *self etch*, ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado por resina e o cimento de fosfato de zinco. Estes resultados foram obtidos após ciclos térmicos e envelhecimento em água

durante quatro semanas. A presença de microinfiltração marginal foi, em todos os cimentos, maior nas margens do preparo em dentina do que nas áreas constituídas por esmalte. Por outro lado, as margens livres em esmalte na interface marginal revelaram ser mais prevalentes e maiores para o cimento RelyX Unicem quando comparados com outros cimentos, à exceção do Panavia F (Ferracane et al., 2011).

Num estudo de Behr, Rosentritt, Regnet, Lang e Handel realizou-se a cimentação de coroais totais em cerâmica Empress II, com o cimento RelyX Unicem, Variolink II + Syntac Classic, ou Dyract Cem. Foi mostrado que o cimento resinoso autoadesivo RelyX Unicem pode promover adaptação marginal em dentina sem pré-tratamento e entre os cimentos utilizados não se verificaram diferenças relevantes. Em análise por microscopia eletrônica de varrimento, em 90% dos casos constatou-se continuidade da margem. No teste de penetração de corante, obtiveram-se valores entre 10% e 25% para o cimento RelyX Unicem e valores aproximados de 100% quando utilizado o sistema Syntac e Dyract Cem (Weiser & Behr, 2015).

Aschenbrenner, Lang, Handel e Behr compararam a adaptação marginal de restaurações MOD em cerâmica Empress II após cimentação com cimentos autoadesivos (Clearfil SA, iCem, Bifix SE, e seT). Quando comparados com o cimento de resina Panavia F2.0, o teste de penetração de corante demonstrou taxas muito inferiores de penetração em esmalte, supondo então que a adaptação marginal é melhor em esmalte do que em dentina. Uma ligação química reforçada com o esmalte, possivelmente devida a variações do valor de pH dos novos cimentos pode explicar os resultados obtidos. Segundo alguns autores valores mais baixos de pH, bem como condicionamento seletivo das margens de esmalte podem melhorar a adesão (Weiser & Behr, 2015).

Avaliou-se o efeito do condicionamento com ácido ortofosfórico do esmalte na adaptação marginal de restaurações indiretas em resina composta cimentadas com um cimento de resina autoadesivo (RelyX Unicem). Este procedimento foi realizado *in vivo* e a reavaliação da adaptação marginal foi feita após um ano (Azevedo et al., 2012). O condicionamento ácido sobre o esmalte previamente à cimentação não demonstrou relevância clínica na adaptação marginal (Azevedo et al., 2012; Inukai et al., 2012; Ferdelin, Hiller & Schmalz, 2014). A elevada viscosidade do cimento impede a sua penetração nas microporosidades criadas pelo condicionamento ácido, podendo explicar estes valores (Azevedo et al., 2012).

Em contraste com alguns estudos mencionados, a fraca penetração de resina nas microporosidades do esmalte, leva a que a taxa de microinfiltração dos sistemas de cimentação autoadesiva possa ser superior ao esperado. Esta fraca penetração deve-se à presença de depósitos minerais ácido-resistentes e também à elevada viscosidade destes cimentos (Cal et al., 2012; Ansari & Motamedi, 2014).

Sugere-se que o RelyX Unicem possa ser utilizado para a cimentação de restaurações indiretas uma vez que apresenta resultados quase semelhantes aos outros cimentos resinosos convencionais quando comparando a infiltração e adaptação marginal. Ressalva-se apenas que uma melhoria nestes parâmetros, principalmente em *inlays* de cerâmica, pode ser obtida quando o condicionamento ácido for efetuado nas margens em esmalte dos preparos dentários. Este condicionamento ácido adicional parece ser benéfico visto que tende a colmatar a dificuldade aparente do cimento autoadesivo promover um correto condicionamento do esmalte (Ferracane et al., 2011).

### **2.5.2. Biocompatibilidade**

Precedentemente à utilização em seres humanos, todos os materiais dentários têm de cumprir exigências e requisitos de modo a assegurar a sua biocompatibilidade. Propriedades como a dureza, resistência à flexão e solubilidade do cimento são essenciais, mas se o material não for biocompatível estas propriedades não são úteis (Pameijer, 2012).

Os cimentos são aplicados sobre áreas de dentina de grandes dimensões. Se a espessura de dentina for insuficiente, esta poderá ser incapaz de proteger a polpa de agressões externas (Sakaguchi & Powers, 2012). Um cimento que não provoque hipersensibilidade pós-cimentação é ambicionável, já que a restauração pode preencher os requisitos estéticos e funcionais, no entanto se posteriormente existir hipersensibilidade, o doente questionará o sucesso do tratamento e tratamentos adicionais poderão ser necessários num futuro breve. Com isto, poderão ser imprescindíveis consultas suplementares, constituindo então uma perda de tempo e dinheiro quer para o doente quer para o médico dentista (Pameijer, 2012).

Quando o doente refere sensibilidade térmica e também durante a mastigação no dente tratado, e excluindo a oclusão como agente causal, a explicação poderá ser a irritação

pulpar causada pelo cimento utilizado. A diminuição da sensibilidade poderá ocorrer futuramente, mas pode levar semanas ou meses (Pameijer, 2012). Esta reação inflamatória pulpar, que se apresenta como sensibilidade pulpar referida pelo doente, está geralmente associada ao baixo pH inicial dos cimentos e também à presença de monómeros residuais dos cimentos de resina ou ionómeros de vidro modificados por resina (Sakaguchi & Powers, 2012).

Uma resposta inflamatória ligeira a moderada foi observada quando se cimentaram *inlays* de resina composta em classes V, com o cimento RelyX Unicem e o cimento Variolink II. Uma desorganização do tecido foi visível em contraste com dentes controlo em que o fundo da cavidade foi revestida com hidróxido de cálcio previamente à aplicação do cimento definitivo. Comparando as respostas inflamatórias, o cimento Variolink II provocou uma maior reação enquanto a resposta do RelyX Unicem foi mínima. A fraca reação inflamatória pensa-se estar relacionada com a reduzida penetração do cimento no tecido dentinário, uma vez que não se realizou condicionamento ácido e o cimento apresenta uma consistência viscosa (de Souza Costa, Hebling, & Randall, 2006).

Mais recentemente, a citotoxicidade de três cimentos resinosos autoadesivos (BisCem, Maxcem e RelyX Unicem) foi comparada com o cimento Bistite II DC e Panavia F (cimentos de resina convencionais). Uma barreira de 500µm foi criada entre uma cultura de células pulpares e o local de colocação do cimento. O cimento Maxcem revelou ser o menos tóxico dos cimentos de resina, no entanto o BisCem produziu a maior toxicidade sobre as células da polpa. Todos os outros cimentos revelaram respostas tóxicas intermédias (Ulker, & Sengun, 2009).

Resultados opostos estão descritos na literatura, como por exemplo um estudo de De Mendonça, Souza, Hebling e Costa que apontou o RelyX Unicem como o cimento menos tóxico quando comparado com cimentos de resina convencionais, ionómero de vidro modificado por resina ou hidróxido de cálcio (Ferracane et al., 2011).

Desde que exista uma quantidade mínima de dentina remanescente entre o cimento e o tecido pulpar, os cimentos de resina autoadesivos serão bem tolerados enquanto esta dentina atuar como barreira (Ferracane et al., 2011). Quanto maior a espessura, maior o tamponamento do fluído dos túbulos dentinários e, conseqüentemente, menor irritação pulpar (Pameijer, 2012). Todavia, estes cimentos não promovem um verdadeiro

condicionamento da superfície dentária e apresentam uma viscosidade elevada, sendo de esperar a sua melhor tolerância quando comparados com sistemas de cimentação que necessitem de condicionamento ácido. Outro aspeto a ter em consideração é o período decorrido entre a execução do preparo dentário e momento da cimentação. Um maior período de tempo promove maior capacidade de adaptação da polpa resultando numa possível diminuição da sensibilidade pós-cimentação (Pameijer, 2012).

### **2.5.3. Viscosidade e espessura da película**

Para permitir a correta posição da restauração é necessário que a espessura da película seja reduzida, sendo esta propriedade determinada pelas dimensões das partículas do cimento e pela sua viscosidade. Mesmo que alguns cimentos se apresentem pseudoplásticos, quando sob pressão conseguem molhar a superfície dentária corretamente (Geissberger, 2010; Sakaguchi & Powers, 2012).

Esta película formada deve apresentar-se contínua ao longo das superfícies e não pode possuir espaços vazios. Quando a espessura da película formada é inferior, implica que a viscosidade apresentada pelo cimento também seja inferior. Portanto, a espessura da película permite-nos aferir a viscosidade do cimento (Anusavice et al., 2012).

A espessura da película de cimento está definida pela *American Dental Association* e pela *International Organization for Standardization* (ISO) sendo, no máximo, de 25µm (Anusavice et al., 2012). Todos os materiais disponíveis atualmente são capazes de atingir uma espessura inferior ao exigido pelas normas ISO, mas para isso têm que ser manipulados e aplicados dentro do tempo de trabalho recomendado (Sakaguchi & Powers, 2012). Para maximizar a retenção oferecida pelo cimento, a película de cimento deve ser suficientemente fina (Anusavice et al., 2012). A espessura da película formada, o tamanho das partículas de carga e a consistência do cimento são considerados fatores que influenciam as forças obtidas pelos cimentos autoadesivos nos testes de microtração (Abo, Uno, Yoshiyama, Yamada & Hanada, 2012).

Os cimentos devem conseguir fluir facilmente ao longo das interfaces (dente e restauração), e também fornecer retenção para manter a restauração em posição. Quando se fala de cimentação de espigões, os cimentos têm de apresentar uma

viscosidade superior à viscosidade utilizada para cimentação de restaurações (Anusavice et al., 2012).

#### **2.5.4. Absorção e solubilidade**

A durabilidade das restaurações indiretas é fortemente influenciada pela absorção de água e de outros produtos por parte dos materiais resinosos (Kasaz et al., 2012; Marghalani, 2012). A difusão de partículas de água leva ao fenómeno de absorção que depende das características físicas e químicas da rede de polímeros formada. A absorção, por sua vez, promove o fenómeno de solubilidade. Este ocorre quando iões e partículas de cargas constituintes dos materiais são libertados provocando perda de peso (Sakaguchi & Powers, 2012; Fonseca et al., 2014). Quanto maior for a densidade da rede de polímeros menor será a solubilidade (Fonseca et al., 2014).

O ambiente oral obriga à exposição dos cimentos a uma variedade de ácidos produzidos por microrganismos ou provenientes da alimentação (Anusavice et al., 2012; Marghalani, 2012). Como tal, o tempo de vida da restauração pode ser limitado devido à solubilidade provocada pela saliva e alimentação. Para além da saliva e da alimentação, fatores como a temperatura, *stress* provocado pelas cargas mastigatórias, maloclusão (Aguilar et al., 2014), retenção da restauração e cárie secundária podem afetar a absorção por parte do cimento e aumentar consequentemente a velocidade de degradação. A exposição a ácidos produzidos pelas bactérias é frequente, por isso, efetuou-se um estudo sobre o efeito destes sobre o cimento. As diferentes composições dos cimentos autoadesivos fazem com que a solubilidade causada seja diferente entre eles. A exposição a ácido láctico revelou valores de solubilidade superiores em comparação com a imersão em água destilada (Marghalani, 2012).

A incorreta neutralização do pH promove uma excessiva hidrofilicidade e consequente aumento de volume provocado pela absorção de água (Zorzin et al., 2014). Tal aumento de volume, ou expansão higroscópica, pode afetar então a longevidade do cimento e consequentemente da restauração (Zorzin et al., 2012; Aguilar et al., 2014).

A solubilidade dos cimentos aumenta de acordo com a seguinte ordem: cimentos de ionómero de vidro convencionais, cimento de fosfato de zinco e cimento de policarboxilato de zinco. Contudo, alguns estudos realizados com os cimentos de



fosfato de zinco e os cimentos de policarboxilato de zinco não demonstraram diferenças significativas. Em relação ao ionómero de vidro convencional, o cimento de ionómero de vidro modificado por resina é menos solúvel, facto suportado pela presença de monómeros de resina (Anusavice et al., 2012).

De todos os cimentos, os resinosos são os menos solúveis, sendo conhecido que o teor de componentes resinosos é inversamente proporcional à solubilidade (Anusavice et al., 2012).

#### **2.5.5. Pré-tratamento da dentina e sensibilidade pós-operatória**

O jateamento abrasivo, a limpeza com pasta de pedra-pomes, digluconato de clorohexidina, hipoclorito de sódio (NaOCl), ácido etilenodiamino tetra-acético (EDTA) e ácido poliacrílico são alguns dos procedimentos de pré-tratamento dentinário que visam a melhoria da adesão à dentina por parte dos cimentos resinosos. Mais recentemente, um material com maior biocompatibilidade foi introduzido, o quitosano (Saker, Alnazzawi & Özcan, 2014).

A solução de quitosano (0,2%) mostrou alterar positivamente a *smear layer* registando valores de adesão similares aos obtidos para o EDTA (17%) ou ácido poliacrílico (25%) para restaurações de cerâmica cimentadas com cimentos de resina autoadesivos. Portanto, a solução de quitosano parece ser uma alternativa aos outros métodos referidos anteriormente (Saker et al., 2014).

A utilização do ácido poliacrílico foi sugerida e vários estudos validaram este procedimento uma vez que promoveu um aumento das forças de adesão. Este tem como finalidade a remoção parcial do *smear layer*, exposição da fase mineral da dentina e aumento das forças de adesão entre o dente e o cimento (Stona et al., 2013).

O condicionamento com ácido poliacrílico a 11,5% promoveu a elevação dos valores de adesão à dentina dos cimentos autoadesivos RelyX Unicem e Maxcem Elite. O cimento resinoso *etch and rinse* RelyX ARC (com condicionamento com ácido ortofosfórico) revelou valores similares ao RelyX Unicem quando efetuado o pré-tratamento da dentina com ácido poliacrílico. O ácido poliacrílico permitiu a formação de *resin tags* nos túbulos dentinários para os cimentos autoadesivos (Stona et al., 2013). Em concordância, foi descrito noutro estudo que o pré-tratamento com ácido poliacrílico a

25% durante 10 segundos afetou positivamente as forças de adesão para o cimento RelyX Unicem e G-Cem (Broyles, Pavan & Bedran-Russo, 2013).

Os componentes da *smear layer* elevam o pH da interface dentária dificultando a desmineralização da dentina pelos cimentos de resina autoadesivos. Foi testada a desproteinização dentinária, com o objetivo de remover fibras de colagénio, com a aplicação de 5% de NaOCl durante 2 minutos (Lisboa, Santos, Griza, Rodrigues & Faria-e-Silva, 2013). O NaOCl é considerado um agente desproteinizante não específico que promove a remoção de componentes orgânicos, neste caso, fibras de colagénio (Kambara et al., 2012). O resultado foi material dependente, uma vez que os valores de adesão aumentaram para o cimento Biscem mas não para o cimento RelyX Unicem (Lisboa et al., 2013).

Noutro estudo, hipoclorito de sódio a 6% foi aplicado nas superfícies dentinárias durante 20 minutos. As forças de adesão foram testadas para um cimentos de resina *etch and rinse* (Variolink II), dois cimento de resina *self etch* (Multilink e Clearfil Esthetic Cement EX) e dois cimentos autoadesivos (SpeedCEM e Clearfil SA Cement). Os valores obtidos demonstraram uma diminuição das forças adesivas aquando do pré-tratamento para os cimentos de resina autoadesivos. Para o cimento resinoso *etch and rinse* ocorreu um aumento das forças de adesão e para os cimentos resinosos *self etch* os valores das forças de adesão não sofreram alterações significativas (Stevens, 2014).

Sabe-se que a camada híbrida deve ser mantida quando se efetua pré-tratamento da dentina com inibidores das MMP (Di Hipólito et al., 2012; Stape et al., 2013). Por isso, a cloroheixidina pode ser utilizada para aumentar a estabilidade da camada híbrida (Stape et al., 2013). A cloroheixidina é eficaz para bactérias gram-positivas e gram-negativas, sendo que sobre as bactérias gram-negativas é menos eficaz (Di Hipólito et al., 2012).

A eficácia de adesão dos cimentos de resina autoadesivos tem-se mostrado diminuída quando a dentina sofre o pré-tratamento com cloroheixidina (0,2% e 2%), isto poder-se-á dever à precipitação de cristais provenientes da cloroheixidina (Di Hipólito et al., 2012; Stape et al., 2013). Estes cristais levam à criação de espaços vazios na interface de adesão promovendo posteriormente uma maior degradação do cimento e consequente redução das forças de adesão (Stape et al., 2013). No entanto, segundo Shafiei &

Memarpour (2010), a aplicação de clorohexidina a 2% não parece influenciar as forças de adesão para os cimentos de resina autoadesivos.

Resultados diferentes foram descritos para os cimentos de resina convencionais, em que a utilização de clorohexidina mostrou diminuir a degradação do cimento e preservar as forças de adesão, sendo portanto aconselhada a sua utilização (Shafiei & Memarpour, 2010; Stape et al., 2013).

O uso de EDTA promove a remoção da *smear layer* a partir da quelatação de íons de cálcio. É criada uma camada de dentina descalcificada com exposição de fibras de colagénio que dificilmente serão infiltradas pelos cimentos autoadesivos uma vez que estes possuem grande viscosidade (Kambara et al., 2012). No entanto, o uso de EDTA a 15% durante dois minutos sobre a dentina provocou um aumento das forças de adesão para o cimento de resina RelyX ARC (Gogos, Stavrianos, Kolokouris, Economides & Papadoyannis, 2007). As consequências deste pré-tratamento serão vantajosas quanto maior for o carácter hidrofílico do sistema de cimentação utilizado. Pelo contrário, a maior hidrofobicidade do cimento leva a uma redução do molhamento da superfície dentinária aumentando a possibilidade de ocorrência de microinfiltração e degradação do cimento (Kambara et al., 2012).

Para além dos métodos anteriormente descritos, a vibração com ultrassons parece ter efeitos benéficos nas forças de adesão dos cimentos autoadesivos. Este procedimento parece conseguir diminuir a elevada viscosidade intrínseca destes cimentos favorecendo então a capacidade de molhamento e uma melhor adaptação à dentina. A realização de um estudo em que se testou a eficácia da vibração através de ultrassons mostrou que para os cimentos RelyX Unicem e Maxcem Elite os valores das forças de adesão à dentina foram superiores aos grupos controlo (da Silva et al., 2012; Fuentes et al., 2013).

A quantidade de túbulos dentinários expostos após o preparo dentário para coroas totais pode ser aproximadamente de um a dois milhões, aumentando então a probabilidade de vir a ocorrer hipersensibilidade. A contração do fluído na interface de cimentação pode levar a sensibilidade pós-operatória na medida em que poderá ser produzido um fluxo dentinário em direção a essa interface (Blatz et al., 2013).

Um dos principais obstáculos da técnica *etch and rinse* ocorre durante o condicionamento ácido e/ou *over-drying* da superfície dentinária, já que as bactérias

podem criar uma passagem através da dentina alcançando a polpa, e consequentemente, originar sensibilidade pulpar (Ferdelin et al., 2014; Weiser & Behr, 2015). Outro fator adicional é a possibilidade de penetração dos monómeros constituintes do sistema adesivo no tecido pulpar. Assim, uma resposta inflamatória crônica persistente pode ser associada à técnica *etch and rinse* (Weiser & Behr, 2015).

O bloqueio dos túbulos dentinários pode evitar a sensibilidade dentinária uma vez que impede a movimentação dos fluídos dentinários. Para isso, existem diversos agentes dessensibilizantes, tais como o nitrato de potássio (dessensibilização das fibras nervosas), o glutaraldeído, nitrato de prata, cloreto de zinco (precipitação proteica), fluoreto de sódio, oxalato de potássio (obliteração dos túbulos), sistemas adesivos e *lasers* (Acar, Tuncer, Yuzugullu & Celik, 2014).

O dessensibilizante mais utilizado é o HEMA/glutaraldeído. O HEMA forma *resin tags* que obstruem os túbulos dentinários e o glutaraldeído provoca a coagulação das proteínas nos túbulos resultando posteriormente na sua precipitação (Acar et al., 2014).

Os *lasers* [neodímio-ítrio-alumínio-granada (Nd:YAG); érbio-cromio-ítrio-escândio-gálio-granada (Er,Cr:YSGG) e dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>)] dissolvem a dentina peritubular, resultando na obliteração total ou parcial dos túbulos, diminuindo a sensibilidade pós-operatória (Acar et al., 2014).

A utilização de dessensibilizantes como o Gluma, o Smart Protect (glutaraldeído e triclosan) e o *laser* Nd:YAG parecem ser opções viáveis uma vez que não afetam negativamente as forças de adesão dos cimentos de resina autoadesivos (Acar et al., 2014).

Nestes testes em que se aplicou dessensibilizante Gluma antes da cimentação de coroas totais de zircônia sobre a dentina, descobriu-se que a força de tração é significativamente maior quando é aplicado o dessensibilizante previamente à utilização do cimento Panavia 21 (Weiser & Behr, 2015).

O ácido cítrico presente no agente condicionador utilizado previamente à colocação do cimento de ionômero de vidro pode provocar, embora diminuta, sensibilidade pós-cimentação. É possível afirmar que os cimentos de resina autoadesivos apresentam taxas de sensibilidade inferiores ao cimento de ionômero de vidro convencional (Weiser & Behr, 2015).

Existem estudos que relatam que num prazo de 12 semanas, os valores de sensibilidade pós-cimentação foram superiores quando um cimento de resina com técnica *etch and rinse* (RelyX ARC) foi utilizado em comparação com cimentos de resina autoadesivos (RelyX Unicem e Breeze) (Weiser & Behr, 2015).

Portanto, os cimentos de resina autoadesivos apresentam menor sensibilidade pós-operatória do que os cimentos resinosos que necessitem de condicionamento ácido e também que os outros cimentos convencionais (Blatz et al., 2013; Mohamed et al., 2015; Weiser & Behr, 2015).

O fator limitante destes estudos de avaliação da sensibilidade pós-cimentação é a diferença entre os protocolos realizados e avaliação subjetiva dos participantes (Weiser & Behr, 2015). Contudo, a aplicação de agentes condicionadores previamente à cimentação de restaurações indiretas parece ser promissora no aumento das forças de adesão dos cimentos de resina autoadesivos (Broyles et al., 2013).

## **2.6. Escolha do cimento adequado**

Para atingir uma cimentação com sucesso clínico é necessário que o cimento apresente:

- Boa biocompatibilidade;
- Boas propriedades físicas: espessura adequada da película, baixa solubilidade, tempo de trabalho adequado e tempo de presa curto, baixa viscosidade e ainda radiopacidade;
- Boas propriedades mecânicas e forças de adesão à estrutura do dente/material restaurador elevadas;
- Fácil manipulação e aplicação (Yu et al., 2014).

A seleção adequada do cimento e a sua correta manipulação afetam a longevidade da restauração. Os cimentos de resina apresentam grande popularidade devido à sua versatilidade, desempenho e propriedades estéticas favoráveis. Porém, em casos em que a preparação dentária esteja correta ou o controle da humidade seja dificultado a utilização de cimentos convencionais poderá ser uma escolha mais racional e acertada (Yu et al., 2014).

As restaurações cerâmicas policristalinas (óxido de alumínio e óxido de zircônio) apresentam desempenho superior e são muitas vezes cimentadas com ionómero de vidro ou cimento de fosfato de zinco podendo aumentar as suas características quando se efetua cimentação adesiva. Nestes casos a aplicação de MDP antes do cimento poderá aumentar a retenção (Yu et al., 2014).

Os cimentos actualmente disponíveis possuem diversas indicações clínicas, a tabela 2 mostra as recomendações para cada tipo de cimento (Freedman, 2012).

Tipo de cimento	Indicações	Tipo de cimento	Indicações
<b>Ionómero de vidro convencional/ ionómero de vidro modificado por resina</b>	Coroas e próteses parciais fixas metálicas	<b>Resinoso (<i>etch and rinse; self etch e autoadesivo</i>) e compómeros</b>	Coroas e próteses parciais fixas metálicas
	Coroas e próteses parciais fixas metalocerâmicas		Coroas e próteses parciais fixas metalocerâmicas
	Cerâmica pura, infraestrutura em zircónia		Cerâmica pura, infraestrutura em zircónia
	Espigões metálicos		Espigões metálicos
	<i>Inlays e onlays</i> metálicos		<i>Inlays e onlays</i> metálicos
	Coroas e próteses parciais fixas implanto-suportadas		Coroas e próteses parciais fixas implanto-suportadas
<b>Fosfato de zinco/Polycarboxilato de zinco</b>	Coroas e próteses parciais fixas metálicas		Espigões de fibra
	Coroas e próteses parciais fixas metalocerâmicas		Facetas cerâmicas (apenas fotopolimerizáveis)
	Cerâmica pura, infraestrutura em zircónia		Coroas, <i>inlays e onlays</i> de cerâmica pura
	Espigões metálicos		Coroas, <i>inlays e onlays</i> de resina composta
			Ponte <i>Maryland</i>

**Tabela 2.** Diversos tipos de cimentos e respetivas indicações clínicas (Adaptado de Freedman, 2012).

A seleção do cimento é baseada principalmente nas suas propriedades. As propriedades a ter em conta são biológicas, químicas, físicas e mecânicas (DV et al., 2014) (Tabela 3). É necessário ter em consideração as características de manipulação, tais como: tempo de trabalho, tempo de presa, viscosidade e facilidade de remoção de excessos (Anusavice et al., 2012). Em relação ao método de mistura dos cimentos autoadesivos é

preferida a utilização de mistura automática em seringa. Isto porque a quantidade de porosidades e bolhas de ar incorporadas no cimento parece ser menor em comparação com a mistura manual (Zorzin et al., 2012).

Muitos cimentos possuem um pH ácido devido à sua composição, podendo causar irritação pulpar ligeira a grave, no entanto, numa perspectiva idealística estes materiais devem proporcionar a saúde dos tecidos envolventes (DV et al., 2014).

Os cimentos de fosfato de zinco são altamente ácidos e podem causar irritação pulpar grave, em contraste o cimento de policarboxilato de zinco é o mais biocompatível para o tecido pulpar. Os cimentos de ionómero de vidro causam um efeito moderado sobre a polpa, por isso, um dessensibilizante à base de resina pode ser colocado antes da cimentação. Este efeito moderado sobre a polpa poderá levar a sensibilidade pós cimentação devido ao baixo pH inicial. Os cimentos de resina apresentam um efeito moderado na polpa devido à libertação de monómeros residuais para os tecidos periféricos (DV et al., 2014).

Aquando da escolha do cimento é importante ter em consideração que os materiais adesivos podem reduzir o risco de desalojamento da restauração e, em alguns casos (por exemplo, coroas cerâmicas) podem reduzir o risco de fratura da restauração face aos cimentos não adesivos (Sakaguchi & Powers, 2012). Uma forte adesão à superfície dentária pode reduzir o risco de aparecimento de cárie secundária e/ou microinfiltração. Por outro lado, a adesão ao material restaurador é importante para prevenir a colonização bacteriana nas irregularidades e porosidades presentes na superfície restauradora (Geissberger, 2010).

Os agentes de cimentação são considerados bons isolantes térmicos protegendo a polpa de choques e variações térmicas. Em relação ao isolamento elétrico eles são isolantes em meio seco; no entanto, pode ocorrer galvanismo quando existir um ambiente húmido e uso concomitante de próteses metálicas (DV et al., 2014).

Os cimentos são descritos em termos de resistência (compressão ou flexão), módulo de elasticidade, resistência à fadiga, resistência à fratura e desgaste. Quando a linha de cimento não é exposta a forças de mastigação (por exemplo, uma coroa total), o desgaste não apresenta grande relevância. Por outro lado, a resistência à fadiga é o parâmetro mais importante já que na cavidade oral existirão forças sobre as restaurações e consequentemente sobre o cimento. A quantidade de deformação elástica

(recuperável) permitida pelo cimento está relacionada com o *stress* causado pelas cargas externas e é expressa como módulo de elasticidade (Sakaguchi & Powers, 2012).

Em termos de resistência à compressão, o CIVMR e o cimento de fosfato de zinco apresentam valores comparáveis (DV et al., 2014).

Cimento	Biológicas (Efeito sobre a polpa)	Químicas			Reológicas			Físicas e Mecânicas		
		pH		Solubilidade (24h)	TT (min)	TP (min)	EP ( μ m)			
		2min	24 h					RC (MPa)	RT (MPa)	ME (GPa)
Fosfato de Zinco	Irritação severa	2.14	6	0.2%	3–6	5 - 14	25	103.4	5-7	13
Policarboxilato de Zinco	Irritação suave	3.42	7	0.06%	2.5/3.5	6-9	25-30	55-90	8-12	4-5
Ionómero de vidro	Irritação suave	2.33	5.68	0.4-1.5%	2-4	6-9	25	90-220	6-7	8-11
CIVMR	Irritação suave	3-5		0.07-0.4%	2-4	5-6	25	85-126	13-24	2.5-7.8
Cimento resinoso	Irritação moderada			0.0-0.01%		2-4	< 25	70-172		2.1-3.1

**Tabela 3.** Propriedades dos cimentos dentários. TT- Tempo de trabalho; TP- Tempo de presa; EP- Espessura da película; RC- Resistência compressiva; RT- Resistência à tensão e ME- Módulo de elasticidade (Adaptado de DV et al., 2014).

A facilidade de uso, longo tempo de trabalho e tempo de presa curto são algumas das características desejáveis dos cimentos. Para garantir um correto assentamento da restauração é necessário um adequado tempo de trabalho, caso contrário, a adaptação poderá ser comprometida (Sakaguchi & Powers, 2012).

Quando o médico não consegue efetuar um preparo/coróia com a altura ideal ou com a correta conicidade, as propriedades físicas e a capacidade inerente dos sistemas de cimentação em facilitar a cimentação das restaurações pode não ser passível de ser aproveitada. Foi verificado que preparos dentários com uma conicidade de 24 graus para coróias totais obtiveram 20% mais retenção quando cimentados com cimentos de resina do que os preparos dentários com conicidade de 6 graus cimentados com cimentos convencionais (Ferracane et al., 2011).



Contudo, a escolha do sistema de cimentação recai, muitas vezes, pela facilidade de manipulação e aplicação. Os novos cimentos de resina autoadesivos podem facilitar a aplicação clínica, potencializar o tempo de consulta e ainda resultar em menores custos. (Ferracane et al., 2011) (Tabela 4).

Cimentação resinosa autoadesiva	Cimentação resinosa convencional
Isolamento	Isolamento
	Condicionamento com ácido ortofosfórico
Manipulação e aplicação do cimento	Lavagem
	Secagem
Remoção de excessos	Aplicação do sistema adesivo
	Secagem
Fotopolimerização	Fotopolimerização
	Manipulação e aplicação do cimento
	Remoção de excessos
	Fotopolimerização

**Tabela 4.** Comparação entre a técnica de cimentação resinosa autoadesiva e cimentação resinosa convencional (Adaptado de Ferracane et al., 2011).

De todas as categorias, os cimentos de resina são os que oferecem resultados estéticos mais favoráveis, principalmente aquando da utilização de facetas cerâmicas. Isto porque a utilização de materiais restauradores com elevada translucidez ou preparos em que existam margens em zonas estéticas, a translucidez do cimento é um parâmetro que poderá influenciar o resultado final (Sakaguchi & Powers, 2012).

Os cimentos de ionómero de vidro convencionais e modificados por resina, os compómeros e os cimentos de resina autoadesivos também permitem obter resultados estéticos satisfatórios. Em contraste, os cimentos de fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, e óxido de zinco eugenol são materiais muito opacos (Sakaguchi & Powers, 2012).

### III. CONCLUSÃO

Após a realização deste trabalho de revisão sobre cimentos dentários são de referir algumas conclusões.

Foi possível notar o progresso e aumento do tipo de restaurações indiretas e dos materiais restauradores disponíveis para a sua execução. A multiplicidade de materiais disponíveis cria diferentes substratos sobre os quais o cimento tem que possuir a capacidade de aderir. A cerâmica tem sido um dos materiais que tem apresentado um maior desenvolvimento e, na última década, tem apresentado uma maior resistência concomitantemente com melhor estética. Agora é possível ter restaurações cerâmicas em zonas estéticas não sacrificando a resistência apropriada que estas devem possuir.

Quando se fala no sucesso clínico de uma restauração indireta há que ter em consideração a adequada escolha do sistema de cimentação, no entanto, existem outros fatores igualmente determinantes. Os procedimentos de pré-tratamento das interfaces restauradoras e dentárias constituem um fator decisivo. O crescente desenvolvimento de novas técnicas de pré-tratamento destas interfaces tem-se revelado de grande importância dada a influência para a correta cimentação das restaurações.

A utilização dos cimentos de resina, apesar de apresentarem todas as vantagens referidas, exige uma técnica sensível. Após o aparecimento dos cimentos *etch and rinse*, foram criados os cimentos resinosos *self etch* com o objetivo de simplificar o procedimento de cimentação. Posteriormente, apareceram os cimentos de resina autoadesivos que possuem uma vasta abrangência de indicações clínicas e um protocolo de aplicação simplificado.

Concluí que os cimentos de resina abrangem a maioria das exigências para cimentar uma grande variedade de materiais restauradores, contudo nem todos os tipos de cimentos resinosos apresentam forças de adesão e durabilidade semelhantes.

Foi notado que o profissional deve estar ciente das características, vantagens e desvantagens de cada tipo de cimento e ponderar qual a melhor escolha perante determinado procedimento. Para além disso, a compreensão das principais diferenças entre cada tipo de material restaurador, tipo de restauração, necessidade e exigência do

doente, destreza e experiência do profissional apresentam-se como sendo fundamentais para alcançar o sucesso clínico.

O grande número de cimentos de resina com diferentes composições químicas não diminuiu a necessidade de realização de estudos laboratoriais, pelo contrário, a procura por componentes que possam melhorar os pontos negativos destes cimentos tem continuado de forma firme. Por exemplo, nos cimentos de resina autoadesivos, o desenvolvimento de monómeros funcionais acídicos neutros tem sido realizada para que a estabilidade hidrolítica e outras características destes cimentos sejam melhoradas a longo prazo.

É possível concluir que mesmo sem certezas do seu comportamento *in vivo* a longo prazo, as características inerentes dos cimentos resinosos autoadesivos continuam a fazer com que sejam aceites e muito populares. Parece que a facilidade de utilização e a multiplicidade de indicações prevalece na prática clínica relativamente à existência de estudos científicos que comprovem a sua eficácia.

Verificou-se que o desenvolvimento de um cimento universal ainda não foi conseguido, no entanto a permanente evolução dos materiais caminhará a passos largos nesse sentido. Por agora o médico dentista deve possuir alguns tipos de cimentos, nomeadamente cimentos provisórios e cimentos definitivos. Dos cimentos definitivos, os cimentos resinosos convencionais e autoadesivos parecem abranger a maioria das necessidades clínicas.

Espera-se então que num futuro próximo novos materiais apareçam no mercado, para simplificar e aperfeiçoar o trabalho clínico em proveito do doente.

#### IV. BIBLIOGRAFIA

Abo, T., Uno, S., Yoshiyama, M., Yamada, T., & Hanada, N. (2012). Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramics. *International Journal of Dentistry*, 2012, 1–5. doi:10.1155/2012/278623

Acar, O., Tuncer, D., Yuzugullu, B., & Celik, C. (2014). The effect of dentin desensitizers and Nd:YAG laser pre-treatment on microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to dentin. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(2), 88–95. doi:10.4047/jap.2014.6.2.88

Aguar, T. R., Pinto, C. F., Cavalli, V., Nobre-dos-Santos, M., Ambrosano, G. M. B., Mathias, P., & Giannini, M. (2012). Influence of the curing mode on fluoride ion release of self-adhesive resin luting cements in water or during pH-cycling regimen. *Operative Dentistry*, 37(1), 63–70. doi:10.2341/10-328-L

Aguar, T. R., Di Francescantonio, M., Bedran-Russo, A. K., & Giannini, M. (2012). Inorganic composition and filler particles morphology of conventional and self-adhesive resin cements by SEM/EDX. *Microscopy Research and Technique*, 75(10), 1348–1352. doi:10.1002/jemt.22073

Aguar, T. R., André, C. B., Correr-Sobrinho, L., Arrais, C. A. G., Ambrosano, G. M. B., & Giannini, M. (2014). Effect of storage times and mechanical load cycling on dentin bond strength of conventional and self-adhesive resin luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(5), 404–410. doi:10.1016/j.prosdent.2013.07.016

Aguar, T. R., Oliveira, M. De, Arrais, C. A. G., Ambrosano, G. M. B., Rueggeberg, F., & Giannini, M. (2015). The effect of photopolymerization on the degree of conversion , polymerization kinetic , biaxial flexure strength , and modulus of self-adhesive resin cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 128–134. doi:10.1016/j.prosdent.2014.09.011

Altintas, S. H., Yildirim, T., Kayipmaz, S., & Usumez, A. (2013). Evaluation of the radiopacity of luting cements by digital radiography. *Journal of Prosthodontics*, 22(4), 282–286. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00936.x

André, C. B., Aguiar, T. R., Ayres, A. P. A., Ambrosano, G. M. B., & Giannini, M. (2013). Bond strength of self-adhesive resin cements to dry and moist dentin. *Brazilian Oral Research*, 27(5), 389–395. doi:10.1590/S1806-83242013000500002

Ansari, Z. J., & Motamedi, M. K. (2014). Microleakage of two self-adhesive cements in the enamel and dentin after 24 hours and two months. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 11(4), 418–427. Disponível em <http://jdt.tums.ac.ir/index.php/jdt>

Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). Dental Cements. In *Phillip's Science of Dental Materials* (12<sup>a</sup> ed., pp. 307–339). St. Louis, EUA: Mosby Elsevier.

Arrais, C. A. G., Chagas, C. L., Munhoz, A., Oliveira, M., Reis, A. F., & Rodrigues, J. A. (2014). Effect of simulated tooth temperature on the degree of Conversion of self-adhesive resin cements exposed to different curing conditions. *Operative Dentistry*, 39(2), 204–212. doi:10.2341/13-091-L

Azevedo, C. G. S., de Goes, M. F., Ambrosano, G. M. B., & Chan, D. C. N. (2012). 1-Year clinical study of indirect resin composite restorations luted with a self-adhesive resin cement: effect of enamel etching. *Brazilian Dental Journal*, 23(2), 97–103. doi:10.1590/S0103-64402012000200002

Behr, M., Rosentritt, M., Loher, H., Kolbeck, C., Trempler, C., Stemplinger, B., ... Handel, G. (2008). Changes of cement properties caused by mixing errors: the therapeutic range of different cement types. *Dental Materials*, 24(9), 1187–1193. doi:10.1016/j.dental.2008.01.013

Belli, R., Pelka, M., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2009). In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: a CLSM evaluation. *Journal of Dentistry*, 37(12), 984–993. doi:10.1016/j.jdent.2009.08.006

Blatz, M. B., Mante, F. K., Saleh, N., Atlas, A. M., Mannan, S., & Ozer, F. (2013). Postoperative tooth sensitivity with a new self-adhesive resin cement - a randomized clinical trial. *Clinical Oral Investigations*, 17(3), 793–798. doi:10.1007/s00784-012-0775-4

- Bonfante, G., Kaizer, O. B., Pegoraro, L. F., & do Valle, A. L. (2007). Tensile bond strength of glass fiber posts luted with different cements. *Brazilian Oral Research*, 21(2), 159–164. Disponível em <http://www.scielo.br/bor>
- Broyles, A. C., Pavan, S., & Bedran-Russo, A. K. (2013). Effect of dentin surface modification on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *Journal of Prosthodontics*, 22(1), 59–62. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00890.x
- Bunek, S. S., & Swift, E. J. (2014). Contemporary ceramics and cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(5), 297–301. doi:10.1111/jerd.12120
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849–853. doi:10.1177/00220345550340060801
- Cal, E., Celik, E. U., & Turkun, M. (2012). Microleakage of IPS Empress 2 inlay restorations luted with self-adhesive resin cements. *Operative Dentistry*, 37(4), 417–424. doi:10.2341/10-337-L
- Cantoro, A., Goracci, C., Papacchini, F., Mazzitelli, C., Fadda, G. M., & Ferrari, M. (2008). Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 24(5), 577–583. doi:10.1016/j.dental.2007.06.012
- Carvalho, R. M., Manso, A. P., Geraldeli, S., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2012). Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dental Materials*, 28(1), 72–86. doi:10.1016/j.dental.2011.09.011
- Costa, L. A., Carneiro, K. K., Tanaka, A., Lima, D. M., & Bauer, J. (2014). Evaluation of pH , ultimate tensile strength , and micro-shear bond strength of two self-adhesive resin cements. *Brazilian Oral Research*, 28(1), 1–7. doi:10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0055
- Da Silva, D. F. F., Marcondes, M. L., de Souza, N. C., Daudt, B. G., Burnett-Júnior, L. H., & Spohr, A. M. (2012). Can ultrasound application influence the bond strength of

self-adhesive resin cements to dentin? *Acta Odontológica Latinoamericana: AOL*, 25(3), 299–305. Disponível em <http://www.actaodontologicalat.com/>

De Sá Barbosa, W. F., Aguiar, T. R., Francescantonio, M. D., Cavalcanti, A. N., de Oliveira, M. T., & Giannini, M. (2013). Effect of water storage on bond strength of self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, 15(2), 145–150. doi:10.3290/j.jad.a28733

De Souza Costa, C. a., Hebling, J., & Randall, R. C. (2006). Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dental Materials*, 22(10), 954–962. doi:10.1016/j.dental.2005.10.007

Di Hipólito, V., Rodrigues, F. P., Piveta, F. B., Azevedo, L. D. C., Alonso, R. C. B., Silikas, N., ... D'Alpino, P. H. P. (2012). Effectiveness of self-adhesive luting cements in bonding to chlorhexidine-treated dentin. *Dental Materials*, 28(5), 495–501. doi:10.1016/j.dental.2011.11.027

Dos Santos, V. H., Griza, S., de Moraes, R. R., & Faria-E-Silva, A. L. (2014). Bond strength of self-adhesive resin cements to composite submitted to different surface pretreatments. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39(1), 12–16. doi:10.5395/rde.2014.39.1.12

DV, S. R., Alla, R. K., Alluri, V. R., & MAKV, R. (2014). A Review of conventional and contemporary luting agents used in dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28–35. doi:10.12691/ajmse-2-3-1

Elsaka, S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 531–540. doi:10.3290/j.jad.a33198

Faria-E-Silva, A. L., Peixoto, A. C., Borges, M. G., Menezes, M. D. S., & Moraes, R. R. de. (2014). Immediate and delayed photoactivation of self-adhesive resin cements and retention of glass-fiber posts. *Brazilian Oral Research*, 28(1), 1–6. doi:10.1590/S1806-83242014.50000005

- Federlin, M., Hiller, K. A., & Schmalz, G. (2014). Effect of selective enamel etching on clinical performance of CAD/CAM partial ceramic crowns luted with a self-adhesive resin cement. *Clinical Oral Investigations*, 18(8), 1975–1984. doi:10.1007/s00784-013-1173-2
- Ferracane, J. L., Stansbury, J. W., & Burke, F. J. T. (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(4), 295–314. doi:10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x
- Fonseca, A. S. Q. da S., Mizrahi, J., Menezes, L. R., Valente, L. L., de Moraes, R. R., & Schneider, L. F. (2014). The effect of time between handling and photoactivation on self-adhesive resin cement properties. *Journal of Prosthodontics*, 23(4), 302–307. doi:10.1111/jopr.12108
- Freedman, G. (2012). Cements. In H. E. Strassler, E. Levine, & G. Freedman (Eds.), *Contemporary Esthetic Dentistry* (pp. 547–559). Missouri, EUA: Mosby Elsevier.
- Fróes-Salgado, N. R., Silva, L. M., Kawano, Y., Francci, C., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2010). Composite pre-heating: Effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dental Materials*, 26(9), 908–914. doi:10.1016/j.dental.2010.03.023
- Fuentes, M. V., Ceballos, L., & González-López, S. (2013). Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(3), 717–724. doi:10.1007/s00784-012-0752-y
- Geissberger, M. (2010). Luting agents for dental restorations. In K. A. Schulze & R. G. Lubman (Eds.), *Esthetic Dentistry in Clinical Practice* (pp. 275–288). Ames, EUA: Wiley-Blackwell.
- Gogos, C., Stavrianos, C., Kolokouris, I., Economides, N., & Papadoyannis, I. (2007). Shear bond strength of two resin cements to human root dentin using three dentin bonding agents. *Operative Dentistry*, 32(1), 31–36. doi:10.2341/06-3



- Han, L., Okamoto, A., Fukushima, M., & Okiji, T. (2007). Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dental Materials Journal*, 26(6), 906–914. doi:10.4012/dmj.26.906
- Hattar, S., Hatamleh, M., Khraisat, A., & Al-Rabab'ah, M. (2014). Shear bond strength of self-adhesive resin cements to base metal alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(5), 411–415. doi:10.1016/j.prosdent.2013.06.022
- Heintze, S. D. (2010). Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dental Materials*, 26(3), 193–206. doi:10.1016/j.dental.2009.10.004
- Hitz, T., Stawarczyk, B., Fischer, J., Hämmerle, C. H. F., & Sailer, I. (2012). Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. *Dental Materials*, 28(11), 1183–1190. doi:10.1016/j.dental.2012.09.006
- Ilie, N., & Simon, A. (2012). Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clinical Oral Investigations*, 16(2), 505–512. doi:10.1007/s00784-011-0527-x
- Inukai, T., Abe, T., Ito, Y., Pilecki, P., Wilson, R., Watson, T., & Foxton, R. (2012). Adhesion of indirect MOD resin composite inlays luted with self-adhesive and self-etching resin cements. *Operative Dentistry*, 37(5), 474–484. doi:10.2341/11-081
- Juloski, J., Fadda, G. M., Radovic, I., Chieffi, N., Vulicevic, Z. R., Aragoneses, J. M., & Ferrari, M. (2013). Push-out bond strength of an experimental self-adhesive resin cement. *European Journal of Oral Sciences*, 121(1), 50–56. doi:10.1111/eos.12005
- Kambara, K., Nakajima, M., Hosaka, K., Takahashi, M., Thanatvarakorn, O., Ichinose, S., ... Tagami, J. (2012). Effect of smear layer treatment on dentin bond of self-adhesive cements. *Dental Materials Journal*, 31(6), 980–987. doi:10.4012/dmj.2012-031
- Kasaz, A. C., Pena, C. E., de Alexandre, R. S., Viotti, R. G., Santana, V. B., Arrais, C. A. G., ... Reis, A. F. (2012). Effects of a peripheral enamel margin on the long-term

bond strength and nanoleakage of composite/dentin interfaces produced by self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(3), 251–263. doi:10.3290/j.jad.a22517

Lad, P. P., Kamath, M., Tarale, K., & Kusugal, P. B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: a review. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 6(1), 116–120. Disponível em <http://www.ispcd.org/journal-of-international-oral-health.html>

Liebermann, A., Keul, C., Bähr, N., Edelhoff, D., Eichberger, M., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2013). Impact of plasma treatment of PMMA-based CAD/CAM blanks on surface properties as well as on adhesion to self-adhesive resin composite cements. *Dental Materials*, 29(9), 935–944. doi:10.1016/j.dental.2013.06.004

Lisboa, D. S., Santos, S. V. Dos, Griza, S., Rodrigues, J. L., & Faria-e-Silva, A. L. (2013). Dentin deproteinization effect on bond strength of self-adhesive resin cements. *Brazilian Oral Research*, 27(1), 73–75. doi:10.1590/S1806-83242013000100013

Madruga, F. C., Ogliari, F. A., Ramos, T. S., Bueno, M., & Moraes, R. R. (2013). Calcium hydroxide, pH-neutralization and formulation of model self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 29(4), 413–418. doi:10.1016/j.dental.2013.01.004

Magalhães, A. P. R., Cardoso, P. D. C., de Souza, J. B., Fonseca, R. B., Pires-de-Souza, F. D. C. P., & Lopez, L. G. (2014). Influence of activation mode of resin cement on the shade of porcelain veneers. *Journal of Prosthodontics*, 23(4), 291–295. doi:10.1111/jopr.12098

Magne, P. (2014). IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 594. doi:10.3290/j.jad.a33324

Marghalani, H. Y. (2012). Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 28(10), e187–e198. doi:10.1016/j.dental.2012.04.037

Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261. doi:10.1016/j.jpor.2013.09.001

- Mohamed, M., El Deeb, H., Gomaa, I., & Mobarak, E. (2015). Bond durability of different resin cements to caries-affected dentin under simulated intrapulpal pressure. *Operative Dentistry*, 40(1), 1–11. doi:10.2341/14-035-L
- Mohsen, M., Nazanin, B., Farrokh, A., & Soheil, S. (2012). Shear bond strength of three self-adhesive resin cements to dentin. *Indian Journal of Dental Research*, 23(2), 221–225. doi:10.4103/0970-9290.100430
- Monticelli, F., Osorio, R., Mazzitelli, C., Ferrari, M., & Toledano, M. (2008). Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *Journal of Dental Research*, 87(10), 974–979.
- Orsi, I. A., Varoli, F. K., Pieroni, C. H. P., Ferreira, M. C. C. G., & Borie, E. (2014). In vitro tensile strength of luting cements on metallic substrate. *Brazilian Dental Journal*, 25(2), 136–140. doi:10.1590/0103-6440201302290
- Ozer, F., & Blatz, M. B. (2013). Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(1), 12–4, 16, 18; quiz 20, 30. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23550327>
- Pameijer, C. H. (2012). A review of luting agents. *International Journal of Dentistry*, 2012. doi:10.1155/2012/752861
- Petridis, H. P., Papathanasiou, I., Doukantzis, M., & Koidis, P. (2012). Marginal discoloration of all-ceramic restorations cemented adhesively versus nonadhesively. *The Journal of the American Dental Association*, 143(11), e70–e80. doi:10.14219/jada.archive.2012.0050
- Preuss, A., Rosentritt, M., Frankenberger, R., Beuer, F., & Naumann, M. (2008). Influence of type of luting cement used with all-ceramic crowns on load capability of post-restored endodontically treated maxillary central incisors. *Clinical Oral Investigations*, 12(2), 151–156. doi:10.1007/s00784-007-0164-6
- Puppini-Rontani, R. M., Dinelli, R. G., de Paula, A. B., Fucio, S. B. P., Ambrosano, G. M. B., & Pascon, F. M. (2012). In-depth polymerization of a self-adhesive dual-cured resin cement. *Operative Dentistry*, 37(2), 188–194. doi:10.2341/10-288-L

Qeblawi, D. M., Campillo-Funollet, M., & Muñoz, C. A. (2015). In vitro shear bond strength of two self-adhesive resin cements to zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 112–127. doi:10.1016/j.prosdent.2014.08.006

Rickman, L. J., Padipatvuthikul, P., & Chee, B. (2011). Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *British Dental Journal*, 211(2), 63–67. doi:10.1038/sj.bdj.2011.571

Rodrigues, R. F., Ramos, C. M., Francisconi, P. A. S., & Borges, A. F. S. (2014). The shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin and enamel: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(3), 220–227. doi:10.1016/j.prosdent.2014.08.008

Sabatini, C., Patel, M., & D'Silva, E. (2013). In vitro shear bond strength of three self-adhesive resin cements and a resin-modified glass ionomer cement to various prosthodontic substrates. *Operative Dentistry*, 38(2), 186–196. doi:10.2341/11-317-L

Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Materials for adhesion and luting. In Autor (Ed.), *Craig's restorative dental materials* (13<sup>a</sup> ed., pp. 327–347). Philadelphia, EUA: Mosby Elsevier.

Saker, S., Alnazzawi, A., & Özcan, M. (2014). Adhesive strength of self-adhesive resins to lithium disilicate ceramic and dentin: effect of dentin chelating agents. *Odontology*. doi:10.1007/s10266-014-0180-3

Sarr, M., Mine, A., de Munck, J., Cardoso, M. V., Kane, A. W., Vreven, J., ... van Landuyt, K. L. (2010). Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin. *Clinical Oral Investigations*, 14(5), 569–577. doi:10.1007/s00784-009-0327-8

Schenke, F., Federlin, M., Hiller, K.-A., Moder, D., & Schmalz, G. (2012). Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyX Unicem with or without selective enamel etching. Results after 2 years. *Clinical Oral Investigations*, 16(2), 451–461. doi:10.1007/s00784-011-0516-0

Shafiei, F., & Memarpour, M. (2010). Effect of chlorhexidine application on long-term shear bond strength of resin cements to dentin. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(4), 153–158. doi:10.1016/j.jpor.2010.01.005

Shiratori, F. K., Valle, A. L. Do, Pegoraro, T. A., Carvalho, R. M., & Pereira, J. R. (2013). Influence of technique and manipulation on self-adhesive resin cements used to cement intraradicular posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 56–60. doi:10.1016/S0022-3913(13)60341-8

Slavcheva, S., Krejci, I., & Bortolotto, T. (2013). Luting of ceramic crowns with a self-adhesive cement: effect of contamination on marginal adaptation and fracture strength. *Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 18(5), e799–803. doi:10.4317/medoral.18544

Stape, T. H. S., Menezes, M. D. S., Barreto, B. D. C. F., Naves, L. Z., Aguiar, F. H. B., Quagliatto, P. S., & Martins, L. R. M. (2013). Influence of chlorhexidine on dentin adhesive interface micromorphology and nanoleakage expression of resin cements. *Microscopy Research and Technique*, 76(8), 788–794. doi:10.1002/jemt.22230

Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Özcan, M., & Hämmerle, C. (2012). Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(2), 94–101. doi:10.1016/S0022-3913(12)60031-6

Stevens, C. D. (2014). Immediate shear bond strength of resin cements to sodium hypochlorite-treated dentin. *Journal of Endodontics*, 40(9), 1459–1462. doi:10.1016/j.joen.2014.02.022

Stona, P., Borges, G. A., Montes, M. A. J. R., Júnior, L. H. B., Weber, J. B. B., & Spohr, A. M. (2013). Effect of polyacrylic acid on the interface and bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 15(3), 221–227. doi:10.3290/j.jad.a29531

Takimoto, M., Ishii, R., Iino, M., Shimizu, Y., Tsujimoto, A., Takamizawa, T., ... Miyazaki, M. (2012). Influence of temporary cement contamination on the surface free

energy and dentine bond strength of self-adhesive cements. *Journal of Dentistry*, 40(2), 131–138. doi:10.1016/j.jdent.2011.11.012

Taschner, M., Frankenberger, R., García-Godoy, F., Rosenbusch, S., Petschelt, A., & Krämer, N. (2009). IPS Empress inlays luted with a self-adhesive resin cement after 1 year. *American Journal of Dentistry*, 22(1), 55–59. Disponível em <http://www.amjdent.com/>

Taschner, M., Krämer, N., Lohbauer, U., Pelka, M., Breschi, L., Petschelt, A., & Frankenberger, R. (2012). Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. *Dental Materials*, 28(5), 535–540. doi:10.1016/j.dental.2011.12.002

Tian, T., Tsoi, J. K. H., Matinlinna, J. P., & Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, 30(7), e147–e162. doi:10.1016/j.dental.2014.01.017

Trajtenberg, C. P., Caram, S. J., & Kiat-amnuay, S. (2008). Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. *Operative Dentistry*, 33(4), 392–399. doi:10.2341/07-101

Ulker, H. E., & Sengun, A. (2009). Cytotoxicity evaluation of self adhesive composite resin cements by dentin barrier test on 3D pulp cells. *European Journal of Dentistry*, 3(2), 120–126. Disponível em <http://www.eurjdent.com/>

Uludag, B., Yucedag, E., & Sahin, V. (2014). Microleakage of inlay ceramic systems luted with self-adhesive resin cements. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 523–529. doi:10.3290/j.jad.a32811

Vaz, R. R., Hipólito, V. Di, D’Alpino, P. H. P., & Goes, M. F. De. (2012). Bond strength and interfacial micromorphology of etch-and-rinse and self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Prosthodontics*, 21(2), 101–111. doi:10.1111/j.1532-849X.2011.00794.x

Vrochari, A. D., Eliades, G., Hellwig, E., & Wrbas, K. T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 25(9), 1104–1108. doi:10.1016/j.dental.2009.02.015

Weiser, F., & Behr, M. (2015). Self-adhesive resin cements: a clinical review. *Journal of Prosthodontics*, 24(2), 100–108. doi:10.1111/jopr.12192

Yi, Y. A., Ahn, J. S., Park, Y. J., Jun, S. H., Lee, I. B., Cho, B. H., ... Seo, D. G. (2015). The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. *Operative Dentistry*, 40(1), 63–71. doi:10.2341/13-149-L

Yu, H., Zheng, M., Chen, R., & Cheng, H. (2014). Proper selection of contemporary dental cements. *Oral Health and Dental Management*, 13(1), 54–9. Disponível em <http://oralhealth.ro/>

Zorzin, J., Petschelt, A., Ebert, J., & Lohbauer, U. (2012). PH neutralization and influence on mechanical strength in self-adhesive resin luting agents. *Dental Materials*, 28(6), 672–679. doi:10.1016/j.dental.2012.03.005

Zorzin, J., Belli, R., Wagner, A., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2014). Self-adhesive resin cements: adhesive performance to indirect restorative ceramics. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 541–546. doi:10.3290/j.jad.a33201

## V. ANEXOS

Nome comercial	Fabricante	Nome Comercial	Fabricante
<b>Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais</b>		DUO-LINK	Bisco
Ketac-Cem	3M ESPE	Illusion	Bisco
Fuji I	GC America	Clearfil Esthetic and DC Bond	Kuraray
Aqua Meron	VOCO	Panavia F2.0	Kuraray
Meron AC	VOCO	Variolink II	Ivoclar Vivadent
Riva Luting	SDI	Dual Cement	Ivoclar Vivadent
GlassLute	Pulpdent	ParaCem	Coltène/Whaledent
CX-Plus	Shofu	Duo Cement Plus	Coltène/Whaledent
<b>Cimentos de Ionómero de Vidro modificados por Resina</b>		PermaFlo DC	Ultradent
RelyX Luting Plus	3M ESPE	<b>Cimentos de resina <i>self etch</i> e autoadesivos</b>	
RelyX Luting	3M ESPE	iCEM	Heraeus Kulzer
Fuji Plus	GC America	SmartCem2	DENTSPLY Caulk
FujiCEM	GC America	Multilink	Ivoclar Vivadent
<b>Cimentos de Fosfato de Zinco</b>		RelyX Unicem	3M ESPE
Hy-Bond zinc phosphate	Shofu	MonoCem	Shofu
Zinc phosphate	Bosworth	MaxCem	Kerr
<b>Cimentos de Policarboxilato de Zinco</b>		MaxCem Elite	Kerr
Durelon	3M ESPE	Embrace	Pulpdent
HyBond polycarboxylate	Shofu	Breeze	Pentron Clinical
<b>Cimentos de resina convencionais (dupla polimerização ou autopolimerização)</b>		BisCem	Bisco
Infinity	Den-Mat	G-CEM	GC America
ResiLute	Pulpdent	<b>Cimentos para facetas (fotopolimerizáveis)</b>	
RelyX ARC	3M ESPE	Choice 2	Bisco
C&B-METABOND	Pakell	Illusion	Bisco
Calibra	DENTSPLY Caulk	Calibra	DENTSPLY Caulk
COMSPAN	DENTSPLY	Variolink veneer	Ivoclar Vivadent
Twinlook	Heraeus Kulzer	RelyX veneer	3M ESPE
Nexus 2	Kerr	Ultra-Bond Plus	Den-Mat
NX3 Nexus	Kerr	NX3 Nexus	Kerr
Cement-It	Pentron Clinical	Clearfil Esthetic Cement	Kuraray
Lute-It	Pentron Clinical	<b>Compómeros</b>	
C&B Cement	Bisco	Principle	DENTSPLY Caulk

Anexo 1. Cimentos contemporâneos (Adaptado de Freedman, 2012)



<b>Tipo de Cimento</b>	<b>Nome Comercial</b>	<b>Fabricante</b>
<b>Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais</b>	Ketac Cem	3M ESPE
	Fuji I	GC
	Meron	VOCO
	CX-Plus	Shofu
<b>Cimentos de Ionómero de Vidro modificados por Resina</b>	RelyX luting Plus	3M ESPE
	RelyX luting 2	3M ESPE
	Fuji Plus	GC
	Fuji Cem	GC
<b>Cimentos de Resina Convencionais</b>	RelyX ARC	3M ESPE
	Nexus 3	Kerr
	Panavia F2.0	Kuraray
	Variolink 2	Ivoclar Vivadent
	Multilink	Ivoclar Vivadent
	C&B Cement	Bisco
<b>Cimentos de Resina Autoadesivos</b>	RelyX Unicem	3M ESPE
	Clearfil SA	Kuraray
	G-Cem	GC
	BisCem	VOCO

**Anexo 2.** Visão geral sobre os cimentos definitivos contemporâneos (Adaptado de Yu et al., 2014)

<b>Nome Comercial</b>	<b>Fabricante</b>
BisCem	Bisco
Breeze	Pentron
Bifix SE	VOCO
Clearfil SA Cement	Kuraray
Embrace	Pulpdent
G-Cem	GC
iCem	Heraeus
Maxcem Elite	Kerr
Monocem	Shofu
Multilink Sprint	Ivoclar Vivadent
RelyX Unicem	3M ESPE
seT	SDI
Smart Cem 2	Dentsply
Speed Cem	Ivoclar Vivadent

**Anexo 3.** Cimentos autoadesivos no mercado em 2009 (Adaptado de Ferracane et al., 2011).